



**Carlos Rafael Casado Santos**

Licenciado em Engenharia Biomédica

## **Caracterização dos potenciais N400 em registos de potenciais evocados relacionados com a linguagem**

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Biomédica

Orientador: Carla Quintão, Professora Auxiliar, FCT-UNL

Co-orientador: Ricardo Vigário, Adjunct Professor, Aalto University School of Science

Júri:

Presidente: Prof. Doutor Mário António Basto Forjaz Secca

Arguente(s): Prof. Doutor Hugo Filipe Silveira Gamboa

Vogal(ais): Prof. Doutora Carla Maria Quintão Pereira



FACULDADE DE  
CIÊNCIAS E TECNOLOGIA  
UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA

**Novembro de 2012**



Caracterização dos potenciais N400  
em registos de potenciais evocados relacionados com a linguagem

Orientador: Carla Maria Quintão Pereira; Co-orientador: Ricardo Vigário

Dissertação para a obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Biomédica

Departamento de Física

Faculdade de Ciências e Tecnologia,  
Universidade Nova de Lisboa

Novembro de 2012



#### Direitos de Cópia

A Faculdade de Ciências e Tecnologia e a Universidade Nova de Lisboa tem o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objectivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor.



*"Agir, eis a inteligência verdadeira. Serei o que quiser. Mas tenho que querer o que for. O êxito está em ter êxito, e não em ter condições de êxito. Condições de palácio tem qualquer terra larga, mas onde estará o palácio se não o fizerem ali?"*

Fernando Pessoa





# Agradecimentos

Após quatro meses de muito trabalho e dedicação, muitas são as pessoas de quem tenho uma enorme dívida de gratidão. Quaisquer palavras serão sempre poucas, e nunca conseguirão descrever, o real apreço que tenho, por todas as pessoas que estiveram presentes ao longo de todo este processo. É importante referir, que esta tese foi feita por motivos alheios à mesma, num período reduzido de tempo, tendo sido necessário um enorme e constante empenho da minha parte, para executar todas as etapas num curto espaço de tempo.

Quero começar por agradecer à minha família. Quaisquer que sejam as palavras que escreva, estas representaram sempre muito pouco do quão grato estou por todo apoio demonstrado, desde sempre. Sem eles não seria possível ter as condições necessárias para superar os vários desafios que fui enfrentando ao longo da vida.

À minha orientadora, a professora Carla Quintão, por sempre acreditar que era possível terminar a dissertação a tempo, transmitindo sempre a noção de que teria de ser um esforço contínuo, mantendo no entanto, o constante estímulo em todas as etapas do trabalho. Devo agradecer também, pela paciência em corrigir tantos e tantos erros de uma escrita que não é das melhores. Terminada a dissertação no prazo previsto, tenho o gosto de poder escrever estas palavras de agradecimento, indicando que o desafio foi superado.

Aos meus amigos, pelo apoio nos momentos difíceis (e que foram muitos), mas também pela sua presença e pelos bons momentos, e por tudo o que representam.

Ao professor Ricardo Vigário, cujas sugestões foram fundamentais para superar as barreiras difíceis que foram aparecendo ao longo do trabalho.



# Resumo

Após a descoberta da electroencefalografia (EEG), Hans Berger iniciou o estudo de potenciais evocados (PE), alterações de baixa amplitude na actividade eléctrica do cérebro, induzidas por estímulos externos. Com o recurso à EEG digital, o estudo dos PE tornou-se bastante mais fácil, sendo possível estudá-los de forma quantitativa, tendo em conta o tipo de estímulo e a sua complexidade.

Um facto aceite relacionado com os PE é que a sua latência, tempo que medeia entre o estímulo e o aparecimento da resposta, é tanto maior quanto maior for a influência da cognição nessa mesma resposta. Assim, PE associados à linguagem, tipicamente exibindo uma forma de onda complexa, contêm respostas com latências superiores a 100 ms.

Neste trabalho, pretende-se caracterizar PE que resultam de estimular os indivíduos com palavras e pseudo-palavras, apresentadas visualmente.

Os registos foram sujeitos ao seguinte procedimento: remoção de artefactos visuais, aplicação de filtros adequados, e cálculo de médias com vista à obtenção dos PE. Em seguida, aplicou-se análise em componentes principais e independentes, com o objectivo de separar as diversas respostas, e assim melhorar a sua relação sinal/ruído. Por fim, as componentes consideradas relevantes para o estudo foram caracterizadas no que respeita à sua latência e amplitude.

Palavras Chave: N400, Linguagem, Componentes Independentes, Potenciais Evocados



# Abstract

After the discovery of electroencephalography (EEG), Hans Berger began the study of evoked potentials (EP), which are low amplitude changes in the electrical activity of the brain, induced by external stimuli. With the use of digital EEG, the study of PE has become much easier, making it possible to study them quantitatively, taking into account the type of stimulus and its complexity.

An accepted fact related to the PE is that their latency, that is, the time between the stimulus and the response which is as great as great is the influence of cognition within the same response. Thus, PE associated with language, typically showing a form of complex wave contains responses with latencies greater than 100 ms.

The objective of this study is to characterize PE which result from the stimulations of individuals with words and pseudo-words presented visually.

The records were subjected to the following procedures: removing visual artifacts, applying appropriate filters, and averaging in order to obtain the PE. Then it was applied the principal and independent components analysis, with the aim of separating the various responses and thus improve its signal / noise ratio. Finally, the components considered relevant for the study were characterized according to its latency and amplitude.

Keywords: N400, Language, Independent Component Analysis, Evoked Potentials



# Índice

Índice	xv
Lista de Figuras	xvii
Lista de Tabelas	xix
Lista de Símbolos	xxi
Lista de Siglas	xxiii
<b>1 Introdução Geral</b>	<b>1</b>
1.1 Enquadramento . . . . .	1
1.2 Objectivos . . . . .	2
1.3 Estrutura da tese . . . . .	3
<b>2 Conceitos</b>	<b>5</b>
2.1 Princípios Elementares de Electroencefalografia . . . . .	5
2.1.1 Origem Fisiológica do EEG . . . . .	6
2.2 Linguagem . . . . .	8
2.3 Processamento Semântico . . . . .	10
2.4 Potenciais Evocados . . . . .	10
2.4.1 N100-P200, P300 e N400 . . . . .	11
2.4.2 Metodologias de Obtenção de Potenciais Evocados . . . . .	14
2.4.3 Metodologias de Análise dos Potenciais Evocados . . . . .	17
<b>3 Procedimento Experimental</b>	<b>23</b>
3.1 Materiais . . . . .	24
3.1.1 Ficheiros EEG . . . . .	24
3.1.2 BESA - Brain Electrical Source Analysis . . . . .	24
3.1.3 Matlab, EEGLab e FastICA . . . . .	25
3.2 Métodos . . . . .	25
3.2.1 Tratamento de Dados no BESA® . . . . .	25
3.2.2 Tratamento de Dados no MatLab® . . . . .	29

3.3	Análise Estatística . . . . .	35
<b>4</b>	<b>Apresentação e discussão de resultados</b>	<b>37</b>
4.1	Potenciais Evocados . . . . .	37
4.2	Análise em Componentes Principais . . . . .	39
4.3	Análise em Componentes Independentes . . . . .	40
4.4	Reconstrução do Sinal . . . . .	41
4.5	Análise Estatística . . . . .	44
<b>5</b>	<b>Conclusões e perspectivas</b>	<b>47</b>
	<b>Bibliografia</b>	<b>49</b>



# Lista de Figuras

2.1	Modelo de um dipolo de corrente, que se encontra na origem dos sinais de EEG	7
2.2	Representação esquemática do córtex cerebral.	7
2.3	Representação esquemática do cérebro mostrando as regiões dominantes da linguagem, a área de Wernicke e a área de Broca.	9
2.4	Representação dos principais potenciais evocados	11
2.5	Mapa do escalpe do potencial evocado N100	12
2.6	Mapa do escalpe do potencial evocado P200	12
2.7	Mapa do escalpe do potencial evocado P300	13
2.8	Mapa do escalpe da distribuição típica do N400	14
2.9	Representação do sistema internacional 10-20 para a colocação de eléctrodos em <i>A - 19 eléctrodos</i> vista no plano sagital à esquerda da cabeça, em <i>B - 19 eléctrodos</i> - vista acima da cabeça e <i>C - 75 eléctrodos</i>	15
2.10	Representação esquemática da comparação entre a distribuição gaussiana (a azul) uma distribuição super-gaussiana(preto) e sub-gaussiana(vermelho)	19
3.1	Análise da variação de filtros passa baixo no eléctrodo Cz após o cálculo da média. Todos os filtros foram aplicados com 48dB no programa BESA®	26
3.2	Análise da variação de filtros passa-alto no eléctrodo Cz. Todos os filtros foram aplicados com 48dB com um filtro passa baixo de 30Hz para facilitar a comparação, no programa BESA®	27
3.3	Análise da variação da rapidez de corte nos filtros passa-alto (PA) entre 48dB e 6dB, através do programa BESA®. As figuras de a) a d) correspondem às diferentes respostas dos filtros passa-alto	27
3.4	Análise da variação da rapidez de corte nos filtros passa baixo (PB) entre 48dB e 6dB, através do programa BESA®. As figuras a) a d) correspondem às diferentes respostas dos filtros passa-baixo	28
3.5	Influência da variação da rapidez de corte nos filtros sob os potenciais evocados	28
3.6	Gráfico contendo os valores próprios e respectiva intensidade. Correspondente à análise em componentes principais, de um potencial evocado, recorrendo ao programa FastICA	29

3.7	Variação do tipo de abordagem de cálculo recorrendo ao fastICA, utilizando a) o parâmetro <i>defl</i> na opção <i>approach</i> e b) o parâmetro <i>symm</i> na mesma opção.	30
3.8	Variação do tipo de abordagem de cálculo recorrendo ao fastICA para diferentes funções não-lineares. . . . .	31
3.9	Variação entre a versão estável e instável do fastICA . . . . .	32
3.10	Componentes obtidas através do método ICA, a partir do PE do estímulo visual com palavras . . . . .	33
3.11	4ª componente do cálculo de 10ICs para o estímulo visual com palavras . . .	33
3.12	Gráfico contendo a reconstrução de uma componente de um PE do estímulo visual com palavras . . . . .	34
3.13	Exemplo de uma imagem de escalpe, referente a uma componente com uma latência de 107 ms de um PE do estímulo visual com palavras . . . . .	35
3.14	Representação esquemática da obtenção das propriedades do sinal: <i>a</i> - latência da intensidade mínima do PE, <i>b</i> - latência da intensidade máxima do PE, <i>c</i> - potencial da intensidade mínima do PE, <i>d</i> - potencial da intensidade máxima do PE e <i>e</i> - largura a meia altura . . . . .	36
4.1	Distribuição temporal dos potenciais evocados originais, divididos por 32 canais correspondendo ao número de eléctrodos. . . . .	38
4.2	Aplicação da PCA aos PE originais, associados a: <i>a</i> - palavras, <i>b</i> - pseudopalavras	39
4.3	Comparação entre as componentes obtidas através do método ICA, quando aplicado aos PE obtidos com estímulos visuais correspondentes a palavras e pseudopalavras. visual . . . . .	40
4.4	Representação da reconstrução das componentes escolhidas pelo método ICA, distribuídas por 32 eléctrodos para um estímulo visual com palavras . . . . .	41
4.5	Representação da reconstrução das componentes escolhidas pelo método ICA, distribuídas por 32 eléctrodos para um estímulo visual com pseudopalavras .	42
4.6	Mapas de escalpe, para as componentes seleccionadas, associadas a estímulos visuais com palavras e pseudopalavras. A vermelho corresponde um potencial positivo, e a azul um potencial negativo. . . . .	43

# Lista de Tabelas

4.1	Resumo da informação a partir da análise das componentes principais dos potenciais evocados correspondentes ao estímulo associado às palavras e ao estímulo associado às pseudopalavras. . . . .	39
4.2	Propriedades estatísticas, do N100 e P200 para as palavras (P) e pseudopalavras (PD), correspondentes à primeira e terceira componente do sinal respectivamente. . . . .	44
4.3	Tabela contendo a média e o desvio padrão, de todos os sinais analisados, num total de 41 em 46 possíveis correspondendo a 21 com palavras (P) e 20 com pseudopalavras (PD), para o N100 . . . . .	45
4.4	Tabela contendo a média e o desvio padrão, de todos os sinais analisados, num total de 32 em 46 possíveis correspondendo a 17 com palavras (P) e 15 com pseudopalavras (PD), para o P200 . . . . .	46

## *LISTA DE TABELAS*

# Lista de símbolos

A lista que segue contém os símbolos usados com maior frequência nesta dissertação

$\vec{p}$	Momento Dipolo	$N100$	Potencial Evocado Negativo a 100 ms depois do estímulo
$Na^+$	Sódio	$P200$	Potencial Evocado Positivo a 200 ms depois do estímulo
$K^+$	Potássio	$P300$	Potencial Evocado Positivo a 300 ms depois do estímulo
$Ca^{2+}$	Cálcio	$N400$	Potencial Evocado Negativo a 400 ms depois do estímulo
$Cl^-$	Cloro	$Hz$	Hertz
$Vp$	Potencial Eléctrico no ponto P	$dB$	Decibel
$\vec{r}$	Vector que indica a distância entre o ponto P e o pólo	$T$	Eléctrodo Temporal
$\vec{l}$	Vector que indica a distância entre pólos	$O$	Eléctrodo Occipital
$\varepsilon_0$	permitividade do vácuo	$C$	Eléctrodo Central
$I$	Intensidade de corrente eléctrica	$F$	Eléctrodo Frontal
$E[\underline{x}(k)]$	Valor Esperado de média	$A$	Eléctrodo que se encontra entre o eléctrodo frontal e o eléctrodo central
$var[\underline{x}(k)]$	Variância da média	$z$	Índice que indica que os eléctrodos se encontram sobre a região central que une o inion ao nasion
$\sum$	Somatório	$(s(k))$	Sinal proveniente de uma fonte
$(\underline{s}(k))$	Sinal estocástico proveniente de uma fonte	$(\underline{n}(k))$	Ruído aditivo estocástico correspondente à actividade de fundo
$x_i(t)$	Dados Multivariados / Sinal Registrado	$N$	Número de eventos
$w_{ij}$	Coefficientes que determinam a representação	$\underline{x}$	Registo Estocástico Gravado

## LISTA DE SÍMBOLOS

$W$	Matriz dos Coeficientes de Multi- plicação	$y_i(t)$	Componentes Principais
$E$	Variância	$Y$	Sinal Medido
$A$	Matriz Mistura	$B$	Sinal Proveniente das fontes
$s_j(t)$	Sinal Emitido por cada uma das fon- tes	$a_{ij}(t)$	Coefficiente de mistura das fontes
$g(u)$	Função não linear de u	$s$	segundo

# Lista de siglas

A lista que segue contém as siglas e acrónimos usados ao longo desta dissertação.

<b>ICs</b>	<i>Independent Components</i> - Componentes Independentes
<b>ICA</b>	<i>Independent Component Analysis</i> - Análise em Componentes Independentes
<b>PCA</b>	<i>Principal Component Analysis</i> - Análise em Componentes Principais
<b>PE</b>	Potenciais Evocados
<b>BESA</b>	<i>Brain Electrical Source Analysis</i> - Análise de Fontes Cerebrais Eléctricas
<b>PET</b>	<i>Positron Emission Tomography</i> - Tomografia de Emissão de Positrões
<b>SPECT</b>	<i>Single Photon Emission Tomography</i> - Tomografia de Emissão de Fotão Simples
<b>EEG</b>	<i>Electroencephalography</i> - Electroencefalografia
<b>LPC</b>	<i>Late Positive Component</i> - Componente Positiva Tardia
<b>IFCN</b>	<i>International Federation of Clinical Neurophysiology</i>
<b>EDF</b>	<i>European Data Format</i> - Formato Europeu de Dados - 16 bits
<b>BDF</b>	<i>BioSemi Data Format</i> - Formato Europeu (BioSemi) de Dados - 24 bits
<b>BSS</b>	<i>Blind Source Separation</i> - Separação Cega de Fontes

## LISTA DE SIGLAS

<b>ASCII</b>	<i>American Standard Code for Information Interchange</i> - Código Padrão Americano para Troca de Informação
<b>fastICA</b>	<i>Fast Independent Components Analysis</i>
<b>EEGLab</b>	<i>Electroencephalography Laboratory</i>
<b>OA</b>	Olhos Abertos
<b>OF</b>	Olhos Fechados
<b>P</b>	Palavras
<b>PD</b>	Pseudo Palavras
<b>EOG</b>	<i>Electrooculographic</i>
<b>HEOG</b>	<i>Horizontal Electrooculographic</i>
<b>VEOG</b>	<i>vertical electrooculographic</i>



# 1

## Introdução Geral

### 1.1 Enquadramento

O método de electroencefalografia (EEG) é, como o nome indica, um método que visa obter informação sobre a actividade eléctrica do cérebro. Após a sua descoberta, teve um período áureo nas décadas que se seguiram. No entanto, após o surgimento de técnicas de imagem sofisticadas como a ressonância magnética, PET, SPECT entre outras, o uso do EEG perdeu a sua importância. Outro factor que ajudou a que se desse esta perda, foi a falta de fiabilidade associada aos resultados obtidos, no que toca à sua aplicação à psicologia.

Na psicologia, usa-se frequentemente a análise comportamental (suportada pelos fundamentos e princípios da teoria do comportamentalismo), como ferramenta de diagnóstico<sup>[1]</sup>. No entanto, a sua limitação é a de que nem todas as reacções a estímulos são visíveis ou expressas directamente pelo individuo a ser analisado. Desta forma, torna-se importante o uso da análise da actividade do cérebro, e em particular da sua actividade eléctrica por ser a que está mais directamente relacionada com o funcionamento neuronal. Outra vantagem da EEG é a sua resolução temporal, que é da ordem dos milissegundos.

Os potenciais evocados são então uma resposta do cérebro a estímulos induzidos, estas, especialmente as de latência superior (maior que 100ms aproximadamente) têm suscitado grande interesse, nomeadamente o potencial evocado N400, tendo-se tentado estabelecer uma relação entre esta resposta e o processamento da linguagem.

O primeiro estudo de potenciais evocados associados a estímulos linguísticos teve o seu surgimento na década de 80. Nestes caracterizou-se o N400 como sendo uma onda negativa na região fronto-central (com o eléctrodo de referencia colocado numa região que não detecte quaisquer sinais). Na altura acreditou-se que a variação da sua amplitude se encontraria associada a terminações não espectáveis de frases, como por exemplo: "eu como pão com carros" [2]. Ficou igualmente explícito, desde então, que as variações se encontrariam associadas a factores como, palavras espectáveis ou surpreendentes, congruentes ou incongruentes (a congruência ocorre quando a informação verbal e não verbal é coerente e se reforça). No entanto existiam dois factores que faziam com que a amplitude variasse de forma ainda mais significativa, a incongruência semântica e palavras não esperadas [3]. Sucedeu-se então um conjunto de estudos que visaram encontrar o que faria variar o N400 [4] [5] [6]. Nos dias que correm, estes estudos iniciais servem como ferramenta fundamental para a compreensão da arquitectura da linguagem. É possível encontrar actualmente estudos sobre o N400 associados ao estudo de afasias [7], outros aplicados ao estudo da memória semântica e verbal [8].

## 1.2 Objectivos

Os objectivos desta dissertação são a obtenção e caracterização de potenciais evocados provenientes de sinais EEG. Os ensaios em EEG foram executados segundo um paradigma constituído por estímulos visuais, com palavras e pseudopalavras. Os PE alvos do estudo são essencialmente o N400, e sabendo a sua forte associação com a estranheza e a semântica. Tendo-se igual interesse, na procura dos potenciais evocados N100 e P200, devido à sua capacidade em fornecerem informação sobre a eficácia biológica de recepção dos estímulos por parte dos indivíduos. Pretende-se determinar quais as possíveis diferenças existentes no potencial evocado N400 provocado pelos estímulos referidos. Para este estudo, pretendeu-se desenvolver uma ferramenta que permitisse a análise dos potenciais evocados.

### **1.3 Estrutura da tese**

No capítulo 1, será efectuado um breve enquadramento do tema da dissertação, bem como os objectivos desta.

No capítulo 2, descreve-se de uma forma mais abrangente a introdução teórica sobre os conceitos de EEG, potenciais evocados, palavras, pseudopalavras e por fim de cada um dos métodos utilizados.

No capítulo 3, descreve-se de forma elaborada, como se procedeu em cada passo da metodologia, sendo igualmente abordado as motivações que levaram a escolha dos vários parâmetros aplicados ao longo da metodologia.

No capítulo 4, é efectuado a apresentação e análise dos vários resultados.

Por fim no capítulo 5, é abordado as conclusões acerca dos resultados obtidos bem como as perspectivas futuras do tema.

## *CAPÍTULO 1. INTRODUÇÃO GERAL*

# 2

## Conceitos

### 2.1 Princípios Elementares de Electroencefalografia

A electroencefalografia (EEG) é um método descoberto por Hans Berger (1873-1941) em 1929<sup>[9]</sup>. O método, como o nome indica, consiste na obtenção de um registo da actividade eléctrica do cérebro designado por electroencefalograma.

O EEG permite a medição de vários tipos de sinais:

- **Actividade espontânea:** Actividade eléctrica medida na superfície do cérebro ( máximo:  $1 - 2mV$ ) ou no escalpe (máximo:  $100\mu V$ ). Esta diz-se espontânea pois não deriva de uma resposta a estímulos externos, mas sim a uma actividade inerente ao individuo.
- **Potenciais evocados:** Componentes do EEG que derivam de respostas cerebrais a um estímulo. Como têm uma amplitude menor do que a da actividade espontânea é necessário fazer-se a média de muitos estímulos

As bandas de frequência obtidas após análise espectral da actividade espontânea, permite identificar quatro bandas fundamentais:

- **Ondas delta  $\delta$ :** 0.5Hz - 4.0Hz
- **Ondas teta  $\theta$ :** 4.0Hz - 8.0Hz
- **Ondas alfa  $\alpha$ :** 8.0Hz - 13.0Hz
- **Ondas beta  $\beta$ :** 13.0Hz - 50.0Hz

### 2.1.1 Origem Fisiológica do EEG

#### Bases Físicas

Da activação dos neurónios, surgem localmente fluxos de correntes eléctricas. As correntes que surgem após excitação sináptica dos dendritos das células neuronais piramidais do córtex cerebral são medidas indirectamente através de EEG. A soma de um gradiente de potenciais pós-sinápticos, provenientes das células piramidais, provocam diferenças de potenciais eléctricos que por sua vez se tornam dipolos eléctricos entre a soma (corpo celular) e os dendritos. A corrente gerada por estes é essencialmente devida aos fluxos membranares de iões sódio ( $\text{Na}^+$ ), potássio ( $\text{K}^+$ ), cálcio ( $\text{Ca}^{2+}$ ) e cloro ( $\text{Cl}^-$ ) cuja direcção de deslocamento (para o interior ou exterior da célula) se rege pelo potencial da membrana celular (geralmente -65mV)<sup>[10]</sup>. A um nível macroscópico, para que ocorra um registo de EEG é necessário que um conjunto vasto de neurónios seja simultaneamente activo. Os dipolos produzidos pelas células cerebrais são de corrente.

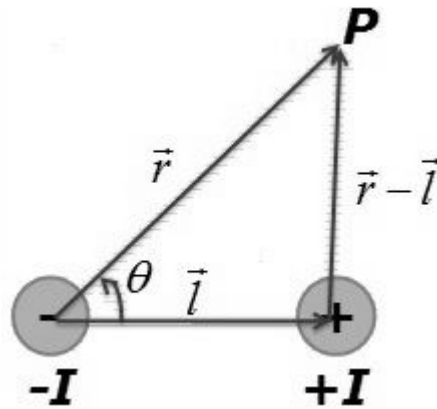
**Dipolo de Corrente (ver figura 2.1):** O potencial eléctrico induzido pelo dipolo de corrente no ponto P é dado por:

$$V_p = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \left( \frac{I}{\|\vec{r}\|} + \frac{I}{\|\vec{r} - \vec{l}\|} \right) = \frac{I}{4\pi\epsilon_0} \left( \frac{1}{\|\vec{r} - \vec{l}\|} - \frac{1}{\|\vec{r}\|} \right) \quad (2.1)$$

onde  $V_p$  é o potencial eléctrico,  $\epsilon_0$  a permissividade do vácuo,  $\vec{r}$  é um vector que indica a distância entre o ponto P e o pólo, o vector  $\vec{l}$  a distância entre os pólos e  $I$  a intensidade da corrente eléctrica.

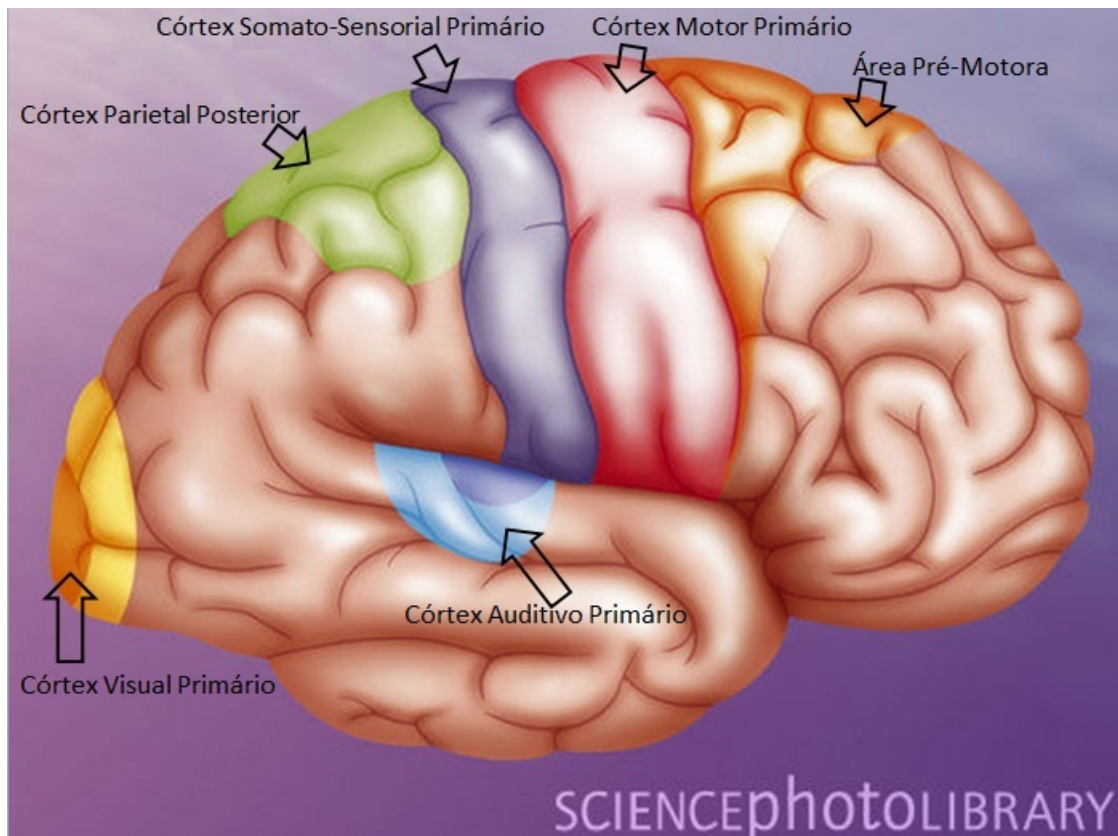
É possível mostrar que no limite em que o ponto P está muito distante das cargas:

$$V_p = \frac{I}{4\pi\epsilon_0} \left( \frac{\vec{p} \cdot \vec{r}}{\|\vec{r}\|^3} \right) \quad \text{onde :} \quad \vec{p} = I\vec{l} \Rightarrow \text{momento dipolo} \quad (2.2)$$



**Figura 2.1:** Modelo de um dipolo de corrente, que se encontra na origem dos sinais de EEG

Os potenciais medidos em EEG e que podem ser aproximados a dipolos de corrente, são produzidos no neo-córtex (ver figura 2.2), onde cerca de 85% dos neurónios são piramidais com orientação radial à superfície cortical. Existem também interneurónios corticais que estabelecem sinapses entre os neurónios piramidais.



**Figura 2.2:** Representação esquemática do córtex cerebral. Imagem editada de<sup>[11]</sup>

## 2.2 Linguagem

A linguagem é a forma de comunicação preferencial dos seres humanos, esta pode ser expressa de inúmeras formas, quer seja por gestos, símbolos, sons, entre tantos outros. Ao contrário do que acontece com os restantes seres vivos, que também possuem a capacidade de comunicar, os seres humanos não se limitam a emitir um conjunto de sinais pré-definidos. Esta é por sua vez muito complexa, envolvendo mecanismos específicos que resultam do facto de a sua origem ser cortical. Ao contrário da linguagem nos animais que, sendo controlada pelas regiões subcorticais, é mais simples e primária<sup>[12]</sup>. Nos humanos, as mesmas áreas subcorticais, são responsáveis pelo controlo das vocalizações como rir, chorar, bem como exclamações involuntárias<sup>[13]</sup>.

É importante referir que não é somente a origem ao nível cerebral que distingue a linguagem humana da dos restantes seres. Para comunicarmos necessitamos igualmente da boca, do nariz, da faringe e da cavidade torácica. Estes requisitos impedem por exemplo que os macacos consigam replicar a linguagem humana, contudo conseguem compreender um vasto leque de símbolos. No entanto, algumas excepções podem ser encontradas, em seres como os papagaios que são capazes de replicar sons provenientes da linguagem humana sem que tenham percepção do significado destes sons. Ainda assim é necessário salientar que existem três características em comum, entre a linguagem humana e a dos restantes seres: forma, conteúdo e uso<sup>[14]</sup>. A *forma* refere-se ao sistema de sinais, ou seja, o dicionário de sons e palavras (ou gestos), à combinação de sons ou gestos e à sintaxe utilizada para transmitir a mensagem. O *conteúdo* refere-se à mensagem contida na comunicação, pode ser visto a título de exemplo nos seres humanos, num diálogo com que uma pessoa diz, o que a outra pessoa ouve e o que esta interpreta do que ouve. Por fim o *uso*, todas as formas de comunicação têm um propósito específico, é assim, a forma como os intervenientes interpretam e respondem às mensagens transmitidas.

Desta forma, a linguagem é então uma forma de comunicação mais complexa, e a provar tal basta observar a quantidade de línguas e dialectos diferentes que existem actualmente, e cada uma com as suas especificidades. No entanto, todos os tipos de linguagem humana possuem sem excepção quatro características fundamentais: criatividade, estrutura, significado e interpessoalidade<sup>[14]</sup>.

**A criatividade** consiste na capacidade em gerar combinações ilimitadas de frases, partindo do mesmo conjunto de palavras.

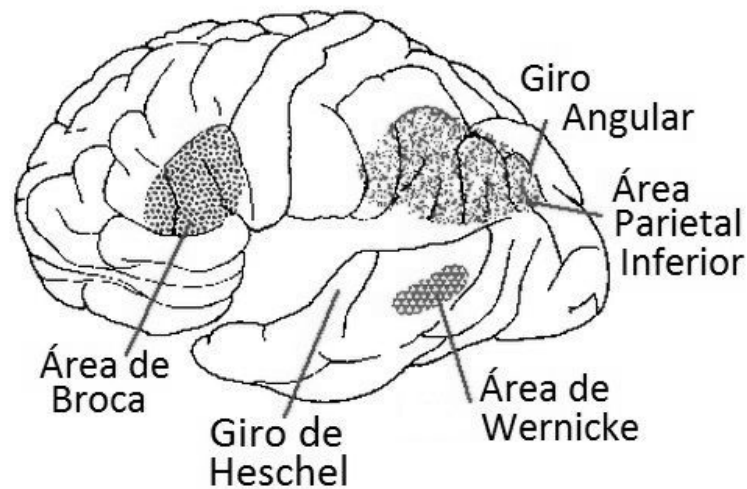
**A estrutura** é visível no facto de que, mesmo de forma instintiva, a nossa linguagem se rege por um conjunto de regras, estas são aplicadas na nossa comunicação sem que o tenhamos de fazer intencionalmente, e cada linguagem possui o seu conjunto específico.



**O significado** define-se pela intencionalidade da linguagem (Ou seja, tudo o que dizemos ou a forma como comunicamos, tem o objectivo de transmitir ideias). Assim, as palavras e as frases e o seu arranjo têm como função servir de meio para transmitir essas mesmas ideias.

**A interpessoalidade** encontra-se relacionada de uma forma simples, com o facto de a linguagem ser um meio de interacção entre o cérebro e o exterior, esta é interpessoal pois visa a transmissão de ideias entre pessoas.

Como funciona então o nosso cérebro para formar a linguagem? É aceite de forma generalizada que a linguagem se encontra associada às regiões corticais<sup>[15]</sup> (ver figura 2.3), sendo as mais importantes designadas por áreas verbais de Broca e Wernicke. No entanto, a linguagem abrange mais regiões para além destas. Estas regiões encontram-se localizadas no hemisfério esquerdo sendo que a área de Broca se encontra anteriormente no opérculo do lobo frontal e possui como função a produção de palavras e frases. A área de Wernicke encontra-se localizada posteriormente, no *gyrus* temporal superior e tem como função a compreensão das palavras e frases.



**Figura 2.3:** Representação esquemática do cérebro mostrando as regiões dominantes da linguagem, a área de Wernicke e a área de Broca. Editado de<sup>[16]</sup>

## 2.3 Processamento Semântico

O processamento semântico da linguagem é um mecanismo, que nos permite analisar as características das palavras utilizadas na linguagem. Este mecanismo é composto por um conjunto de processos neuronais que abrangem desde a percepção (mecanismo de baixo nível) até à cognição mecanismo de alto nível).

A razão pela qual é necessário este tipo de processamento, deve-se às inúmeras possibilidades de se poder transmitir a mesma ideia, uma palavra pode facilmente ser substituída por uma frase e ambas possuírem o mesmo significado. Os mecanismos de baixo nível permitem decodificar os sons que por sua vez são comparados com modelos pré-existentes no cérebro através dos mecanismos de alto nível que intervêm ao nível da compreensão<sup>[17]</sup>. Actualmente existem alguns estudos acerca do processamento semântico da linguagem e a sua relação com os potenciais evocados<sup>[18]</sup>.

## 2.4 Potenciais Evocados

Os Potenciais Evocados (PE) ou *Evoked Potentials* (EP). Foram descobertos por Hans Berger (1873-1941) imediatamente após ter inventado a electroencefalografia, pela colocação de eléctrodos sobre o escalpe de um indivíduo. Este observou que ao produzir estímulos externos, esta actividade iria sofrer alterações e desta forma surge então os denominados PE.

Os estudos iniciais, centravam-se essencialmente em potenciais evocados sensoriais. Somente em 1964 se deram os primeiros passos nos actuais estudos dos PE<sup>[19]</sup>. Apesar de inicialmente os PE não terem adquirido grande relevo clínico, devido à sua falta de especificidade<sup>[20]</sup>, mais tarde, o seu estudo adquiriu uma nova importância ao nível da compreensão dos fenómenos cognitivos. Prova disso encontra-se nos estudos que relacionam os PE como o N400, com certos processos cognitivos como o processamento semântico<sup>[21] [22] [23]</sup>.

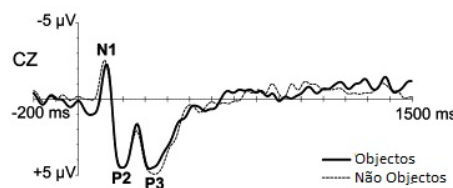
Destacam-se entre os PE actualmente conhecidos, os potenciais N100, P200, P300 e o N400 (ver figura 2.4). No nome, as letras N e P indicam, se este possui um potencial positivo ou negativo (o sinal depende da forma como é feita a referencia), numa determinada região específica para cada um deles. O número, indica qual a latência dominante para cada um deles.

Os PE podem ser divididos em visuais, auditivos, cognitivos e sensoriais. Para além desta divisão estes são igualmente classificados quanto ao seu tempo de latência. Para esta divisão é necessário ter percepção que existe dois tipos de latência: a de intensidade máxima (que corresponde ao tempo decorrido entre o estímulo e o aparecimento de um determinado potencial), a interlatência que corresponde à diferença temporal entre duas ondas.

A classificação quando ao tempo de latência (valores aproximados) é<sup>[24]</sup>:

- **Potenciais com latência curta:** menor que 50ms
- **Potenciais com latência média:** entre 50ms e 100ms
- **Potenciais com latências longas:** maior que 100ms

Os dois primeiros estão relacionados com as respostas fisiológicas do organismo. Os potenciais com latência longa encontram-se por sua vez relacionados com processos mais complexos como a cognição.



**Figura 2.4:** Representação dos principais potenciais evocados<sup>[25]</sup>

#### 2.4.1 N100-P200, P300 e N400

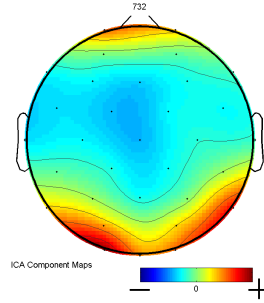
Como já se referiu anteriormente, os PE visuais, são um conjunto de flutuações que ocorrem no potencial após o estímulo. Essas flutuações são caracterizadas tendo em conta a sua latência e a sua intensidade. Uma sequência normal consiste nos PE: P100, N100-P200, N200 e P300. Esta sequência é posteriormente complementada por PE cognitivos para latências superiores como por exemplo o N400 e o P600 consoante o que se pretende estudar (ver figura 2.4)<sup>[25]</sup>.

##### N100

O N100 tal como o nome indica é um PE negativo, cuja latência de pico é de aproximadamente 100 ms. Sendo a sua característica principal ser negativo na região fronto-central em relação ao eléctrodo de referência(ver figura 2.5). O N100 é uma componente que pode ocorrer em inúmeros tipos de estímulos (visuais, auditivos, entre outros)<sup>[26] [27] [28]</sup>.

Tal como todas as componentes de menores latências, assume-se que o N100 é gerado nas áreas sensoriais (correspondendo no cérebro à região visual do córtex extra estriado)<sup>[29]</sup>. Acredita-se que nestes processos que a atenção actue como um factor de ganho (à semelhança dos amplificadores de sinal) ampliando proporcionalmente a resposta neuronal da informação recebida<sup>[30]</sup>, servindo desta forma como um indicador ou medidor de quantidade de informação efectivamente recebida.

Considera-se que o N100 reflecte igualmente a capacidade de processamento de informação sensorial por parte do cérebro.<sup>[31]</sup>

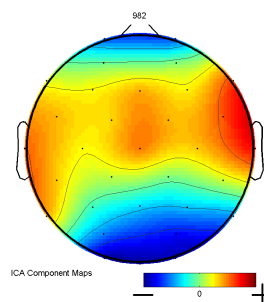


**Figura 2.5:** Mapa do escalpe do potencial evocado N100

## P200

O P200 é um PE que surge imediatamente após o N100. Este possui uma latência para o pico de intensidade máxima de aproximadamente 200 ms após o estímulo e o seu mapa de escalpe apresenta-se geralmente como uma inversão do N100 em termos de potencial (ver figura 2.6). A sua topografia apresenta, porém, uma enorme variabilidade consoante o tipo de ensaio, não se conhecendo a sua origem fisiológica. Tal como é N100 é relatada a existência de uma influência na amplitude do estímulo dependente da atenção do indivíduo<sup>[32]</sup>.

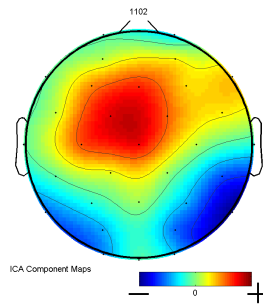
Em termos globais, apesar desta relação intrínseca entre ambos os PE, alguns estudos analisaram de forma separada o P200, revelando que este se encontra dependente da frequência de repetição do estímulo, sendo que a sua amplitude é tanto maior quando menor for o número de repetições<sup>[33]</sup>.



**Figura 2.6:** Mapa do escalpe do potencial evocado P200

## P300

O P300 é um PE que surge como resposta a estímulos infrequentes<sup>[34]</sup>, e/ou inesperados. Este é independente do tipo de estímulo, e a sua amplitude máxima encontra-se centrada na região centro-parietal medial.(ver figura 2.7)<sup>[34]</sup>. Não se sabe ao certo quais são as origens do P300<sup>[35]</sup>, no entanto estudos em pacientes com lesões no lobo temporal<sup>[36]</sup> e no lobo parietal<sup>[37]</sup> sugerem que o P300 é uma resposta produzida em múltiplas regiões do cérebro.



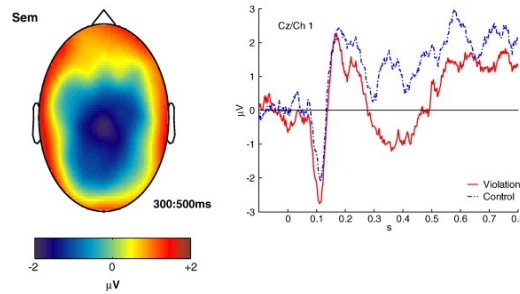
**Figura 2.7:** Mapa do escalpe do potencial evocado P300

## N400

Estando o N400 relacionado com o processamento da linguagem, este é um PE, cuja latência associada ao valor máximo ronda os 400 ms pós-estímulo, esta pode surgir entre os 250-300 ms e durar até aos 600 ms. A sua origem, crê-se ser próxima do sulco colateral e no *gyrus* fusiforme anterior<sup>[38]</sup>. Aceita-se que este potencial se encontra associado ao processamento semântico das palavras, e o seu tardio aparecimento deve-se ao seu carácter cognitivo. O N400 foi inicialmente descoberto por Marta Kutas e Steven Hillyard em 1980<sup>[3]</sup> quando tentavam evidenciar o P300 através de estímulos inesperados. Nesses ensaios surgiu uma grande região negativa ao invés de positiva como se esperava. Em termos de características gerais, o N400 possui a sua distribuição máxima ao longo dos eléctrodos centro-parietal (Cz e Pz)(ver figura 2.8). Contudo a sua distribuição no escalpe varia ligeiramente consoante o tipo de estímulo<sup>[39]</sup>. O N400 é caracterizado por padrões distintos de actividade cerebral que pode ser visível no escalpe.

Existem factores que influenciam as características do sinal. O aumento da frequência de uso de uma palavra reduz a amplitude quando comparado com palavras menos frequentes<sup>[40]</sup>, esta redução, também ocorre devido a um efeito de automatização do processamento da informação<sup>[41]</sup> <sup>[42]</sup>). Outro factor que pode variar é a diferença entre o uso das palavras e pseudopalavras, estas últimas correspondem a palavras semelhantes às usadas comumente mas que não possuem qualquer significado (por exemplo “tada” que se assemelha a todo, mas não possui qualquer significado), um estudo em crianças verificou que as pseudopalavras

possuem um N400 com latências superiores bem como amplitudes maiores<sup>[43]</sup>.



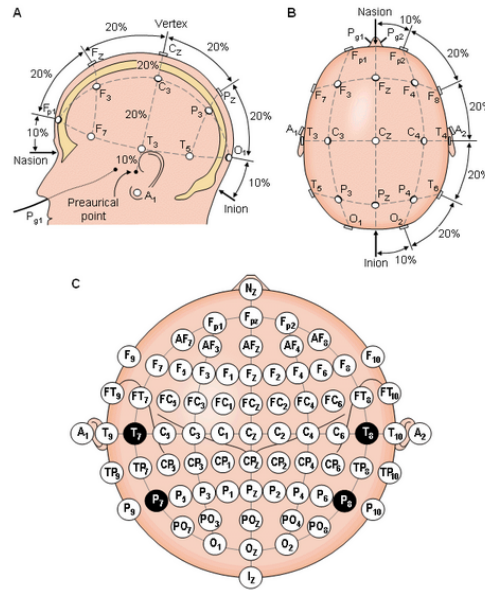
**Figura 2.8:** Mapa do escalpe da distribuição típica do N400. Retirado e adaptado<sup>[44]</sup>

### 2.4.2 Metodologias de Obtenção de Potenciais Evocados

Antes de qualquer análise ou caracterização de PE, é necessário a obtenção dos mesmos, existindo um conjunto de metodologias gerais, e um conjunto de regras definidas pela Federação Internacional de Neurofisiologia Clínica (IFCN - *International Federation of Clinical Neurophysiology*)<sup>[45]</sup>. Estas normas para os registos digitais abrangem:

- I *Recolha da informação sobre o paciente;*
- II *Processos de preparação da experiência* em que é necessário proceder-se à calibração dos eléctrodos bem como ao registo dos artefactos encontrados;
- III *O estabelecimento do ganho do equipamento.* Corresponde ao aumento (por via de amplificadores) dos sinais de EEG. Este encontra-se definido em unidades de decibel (dB).
- IV *Definição de propriedades e características dos ensaios.* As unidades de medida dos potenciais eléctricos são na ordem dos microvolts ou millivolts. Define-se uma taxa de amostragem, um número de eléctrodos segundo o sistema internacional 10-20.
- V *Os filtros padrão,* são um passa alto de 0.16Hz e um notch de 50Hz. É recomendado que se disponha de filtros passa alto de 0.5Hz, 1.0Hz, 2.0Hz e 5Hz bem como filtros passa baixo de 35Hz e 70Hz. Tipicamente, a informação útil encontra-se contida entre 1Hz e 70Hz sendo que se desencoraja o recurso a filtros mais apertados que podem levar a perda de informação relevante acerca do sinal
- VI *A possibilidade de visualização* dos sinais com a mesma resolução temporal que a existente nos registos em papel.
- VII *Nomenclatura dos eléctrodos* é específica segundo o modelo tradicional 10-20, a Sigla A como AF1 são eléctrodos que se encontram entre os eléctrodos frontais e o eléctrodo central Cz, a Sigla C que indicam que os eléctrodos são centrais, a sigla F como Fp representam eléctrodos colocados na região frontal, a sigla O como O1 indica que são eléctrodos occipitais, a sigla T como T1 encontram-se na região temporal e por fim o

índice Z como Cz e Fz que indica que os eléctrodos se encontram sobre a região central que une o inion ao nasion.



**Figura 2.9:** Representação do sistema internacional 10-20 para a colocação de eléctrodos em *A* - 19 eléctrodos vista no plano sagital à esquerda da cabeça, em *B* - 19 eléctrodos - vista acima da cabeça e *C* - 75 eléctrodos - nomenclatura e localização segundo o sistema padronizado pela American Electroencephalographic Society<sup>[46]</sup>

VIII *A capacidade de trocar dados clínicos de EEG.* Para testes devem ser guardados em formatos padrão como o europeu EDF+. De modo a que seja possível a sua fácil leitura por parte de qualquer programa para além dos equipamentos disponíveis pelo fabricante, dado que os registos clínicos pertencem aos serviços de saúde e aos pacientes.

## Paradigmas

Os paradigmas têm como função permitir a associação dos PE obtidos com uma determinada função cognitiva<sup>[47]</sup>, de uma forma simples, entende-se um paradigma como um plano experimental, onde define quais as variáveis que se pretendem estudar (por exemplo uma determinada função cognitiva), e os procedimentos necessários para que se evidencie essas mesmas variáveis (o que consiste em definir os tipos de estímulos bem como a sua ocorrência). Um paradigma, possui um conjunto de características tais como:

- Detecção do número de eventos que se encontram num determinado sinal;
- Atraso do equipamento. Este encontra-se relacionado com potenciais atrasos associados ao uso de equipamentos/programas de fabricantes diferentes na execução dos registos de EEG e respectivo tratamento. Quando o fabricante é o mesmo em ambos os casos, considera-se como nulo o atraso do equipamento;

- *Baseline* ou linha de base. A linha de base corresponde à média dos valores num período antes do estímulo e serve como calibração do valor central na escala da intensidade em  $\mu V$ ;
- *Epoch* ou épocas. As épocas correspondem aos períodos de tempo que separam dois estímulos, nestas encontra-se a informação associada à resposta aos estímulos. Dado que englobam toda a informação após o estímulo;
- Período de tempo para a remoção de artefactos. Determina o tempo antes e após os estímulos, que se deve ter em consideração a existência de artefactos (sinais registados pelo EEG, que não são gerados pela actividade cerebral) associados por exemplo a movimentos oculares.

### Cálculo da Média

Uma metodologia muito comum para a o estudo de PE é o cálculo da média do sinal. Para se proceder a este cálculo assume-se à priori dois factos, *(a)* que a resposta eléctrica evocada do cérebro é invariavelmente atrasada em relação ao estímulo e *(b)* a actividade cerebral de fundo é considerado como sendo um ruído estacionário, onde as amostras poderão ou não estar correlacionadas. Desta forma, os PE podem ser considerados como um sinal ( $s(k)$ ) corrompido por um ruído aditivo ( $\underline{n}(k)$ ) que corresponde à actividade de fundo (assume-se que os sinais são amostras, com  $k$  a representar uma variável temporal discreta).

A detecção de PE torna-se assim, uma questão de melhoria da relação sinal/ruído. Usualmente, assume-se o modelo aditivo simples (as variáveis são estocásticas, ou seja, que provêm de eventos aleatórios e são representadas por símbolos sublinhados). O registo estocástico gravado ( $\underline{x}(k)$ ) é dado pela soma de dois termos:

$$\underline{x}(k) = s(k) + \underline{n}(k) \quad (2.3)$$

O valor esperado de  $\underline{n}$  é zero. A média de  $\underline{x}(k)$  ao longo de  $N$  eventos é definido por:

$$\underline{x}(k) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^n \underline{x}_i(k) \quad (2.4)$$

O valor esperado da média é obtido por:

$$E[\underline{x}(k)] = E \left[ \frac{1}{N} \sum_{i=1}^n \underline{x}_i(k) \right] = s(k) \quad (2.5)$$

dado que  $E(\underline{n}(k)) = 0$ . A variância de  $\underline{x}(k)$  pode ser escrita da seguinte forma:



$$\text{var}[\underline{x}(k)] = E \left[ \left( \frac{1}{N} \sum_{i=1}^n \underline{x}_i(k) \right)^2 \right] = \frac{1}{N} \text{var}[\underline{n}(k)] \quad (2.6)$$

dado que se assume  $s(k)$  como sendo invariante. Portanto, a relação sinal ruído em termos de amplitude melhora proporcionalmente a  $\sqrt{N}$ . De um modo geral, contudo, deverá se assumir o sinal  $s(k)$  como sendo estocástico e desta forma a Expressão 2.3 deverá ser reescrita da seguinte forma:

$$\underline{x}(k) = \underline{s}(k) + \underline{n}(k) \quad (2.7)$$

a importância desta aparente pequena diferença, deve-se ao facto de que o modelo dado pela expressão 2.7 implicar que o PE não é completamente descrito pelo valor médio de  $(\underline{x}(k))$ , mas também por momentos estatísticos mais altos, como por exemplo a variância. Na maioria dos casos práticos, o modelo dado pela expressão 2.7 fornece uma melhor perspectiva da realidade<sup>[48]</sup>. O modelo formal dado pela expressão 2.3 é apenas válido para ensaios em que se recorra ao uso de anestesia ou com PE de latências de curta duração, que reflectem apenas os processos sensoriais. Para um estudo abrangente, deverá recorrer-se a *métodos de análise multivariados*<sup>[49]</sup>.

### 2.4.3 Metodologias de Análise dos Potenciais Evocados

Os PE são comumente caracterizados no domínio do tempo, tirando proveito da resolução temporal do método de EEG. Desta forma o seu tratamento tem-se focado nesta abordagem, havendo no entanto outras formas para a obtenção da informação contida nestes.

### Eliminação e Remoção de Artefactos

Uma metodologia, comumente utilizada e de grande importância no processamento para a análise de PE, é a remoção de artefactos. Este procedimento é necessário, porque nem toda a actividade que se encontra registada no EEG se deve à actividade de fundo do cérebro e às componentes que são activas após o estímulo. Esta também ocorre devido à presença de artefactos. Considera-se um artefacto, o conjunto de actividades que não sejam cerebrais, um exemplo de artefacto é o movimento ocular, ou o pestanejar. Estas acções são involuntárias e necessárias dado que não é possível exigir a um paciente que mantenha os olhos constantemente abertos e que não os mova, outros movimentos aleatórios também podem causar artefactos. Alguns dos artefactos, e essencialmente os visuais, encontram-se bem caracterizados, permitindo assim uma remoção dos mesmos.

### Análise em Componentes Principais

O método de análise em componentes principais (PCA - *Principal Component Analysis*) descreve-se matematicamente como uma transformação linear ortogonal que como o nome indica, transforma os dados para um novo sistema de coordenadas de forma que a maior variância por qualquer projecção dos dados fique distribuída ao longo da primeira coordenada (designada por valor próprio ou *first eigenvalue*), sendo que a segunda maior variância aparece no segundo valor próprio, e assim sucessivamente<sup>[50]</sup>.

A representação destes dados, consiste então nesta transformação de tal forma que a informação relevante fique mais visível. Este conceito é extremamente importante quando se pretende extrair características de um determinado sinal, dado que estas muitas vezes se encontram misturadas com a restante informação. Uma representação deste conceito, pode ser vista da seguinte forma: considerando  $m$  como o número de variáveis e  $T$  o número de observações. Temos então que os dados multivariados que se pretendem analisar são descritos da forma  $x_i(t)$  sendo que os índices tomam os valores  $i = 1, \dots, m$  e  $t = 1, \dots, T$ .

Uma formulação geral do problema pode ser obtida da seguinte forma<sup>[51]</sup>: O que pode ser função do espaço dimensional  $m$  e  $n$ , tal que, as variáveis transformadas forneçam a informação, que de outra forma se encontraria escondida nos dados. Isto é, as variáveis transformadas deverão ser os factores subjacentes que descrevem a estrutura essencial dos dados.

Na maioria dos casos, considera-se funções lineares apenas de modo a simplificar a sua representação e respectiva computação. Assim, todas as componentes  $y_i$ , são expressas como combinações lineares das variáveis observadas:

$$y_i(t) = \sum_j w_{ij} x_j(t), \text{ para } i = 1, \dots, n \quad e \quad j = 1, \dots, m \quad (2.8)$$

onde  $w_{ij}$  representam os coeficientes que determinam a representação. Se por sua vez, transformarmos num problema em que se pretende encontrar esses coeficientes, podemos escrever a transformação linear da eq. 2.8 como sendo uma matriz multiplicação. Assim juntando esses mesmos coeficientes numa matriz  $W$  fica então:

$$\begin{pmatrix} y_1(t) \\ y_2(t) \\ \vdots \\ y_n(t) \end{pmatrix} = W \begin{pmatrix} x_1(t) \\ x_2(t) \\ \vdots \\ x_m(t) \end{pmatrix} \quad (2.9)$$

Onde se considera  $y_1(t)$  a primeira componente principal, contendo a respectiva ponderação,  $y_2(t)$  a segunda componente principal, e assim por diante até  $y_m(t)$  considerando que o número

máximo de componentes principais, corresponde ao número total de variáveis contidas no ficheiro original.

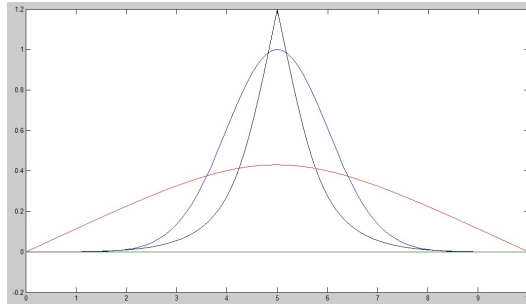
**Redução das dimensões:** Como será discutido no decorrer deste trabalho, será aplicado este método para reduzir as dimensões originais da matriz da qual se pretende obter as componentes independentes.

### Análise em Componentes Independentes

A análise em componentes principais, aplica-se essencialmente a distribuições gaussianas. No entanto, a grande maioria dos sinais segue distribuições não gaussianas. Estas distribuições são designadas por supergaussianas ou subgaussianas e sendo a curtose uma medida do desvio à distribuição gaussiana (ver figura 2.10). A curtose de uma variável  $y$  é dada por<sup>[52]</sup>:

$$curtose(y) = Ey^4 - 3(Ey^2)^2 \quad (2.10)$$

onde  $E$  significa variância. Para distribuições gaussianas o valor da curtose é zero, sendo positivo para as distribuições supergaussianas e negativo para as distribuições subgaussianas cujo limite mínimo, correspondente à distribuição uniforme, é de -2



**Figura 2.10:** Representação esquemática da comparação entre a distribuição gaussiana (a azul) uma distribuição super-gaussiana(preto) e sub-gaussiana(vermelho)

Dado um sinal  $Y$ , medido ao longo de um determinado período de tempo, é possível separar a informação contida neste, pela seguinte relação:

$$Y = A \times B \quad (2.11)$$

onde  $Y$  é o sinal registado,  $B$  corresponde ao sinal original emitido por cada uma das fontes e  $A$  corresponde aos coeficientes de mistura de  $B$ . Existem várias formas de se obter  $A$  e  $B$  a partir de  $Y$ , um exemplo disso, seria efectuar uma análise em transformada de Fourier, onde

neste caso se obtém a informação acerca das frequências do sinal. Outra forma de se obter  $A$  e  $B$  é através da análise em componentes independentes, que é um método de separação cega de fontes (BSS - *blind source separation*).

Consideremos então o problema designado por *Cocktail Party*. Neste problema vamos assumir a existência de quatro interlocutores (que produzem o sinal) e quatro microfones (captam o sinal). O sinal emitido por cada interlocutor é definido por  $s_j(t)$ , onde o índice  $j$  indica cada um dos interlocutores, o sinal registado por cada microfone é dado por  $x_i(t)$  onde  $i$  indica cada um dos microfones. Podemos então obter a seguinte relação:

$$x_i(t) = a_{ij} \times s_j(t) \quad (2.12)$$

onde  $a_{ij}$  corresponde ao coeficiente de ponderação da mistura dos sinais. Assume-se à priori que se desconhece os valores de  $a_{ij}$ , dado que estes representam a informação sobre as propriedades físicas do meio pelo qual os sinais se propagam, não estado estas totalmente caracterizadas. Aplicando então a equação 2.12 ao exemplo do *Cocktail Party* obtém-se o seguinte sistema de equações:

$$\begin{aligned} x_1(t) &= a_{11}s_1(t) + a_{12}s_2(t) + a_{13}s_3(t) + a_{14}s_4(t) \\ x_2(t) &= a_{21}s_1(t) + a_{22}s_2(t) + a_{23}s_3(t) + a_{24}s_4(t) \\ x_3(t) &= a_{31}s_1(t) + a_{32}s_2(t) + a_{33}s_3(t) + a_{34}s_4(t) \\ x_4(t) &= a_{41}s_1(t) + a_{42}s_2(t) + a_{43}s_3(t) + a_{44}s_4(t) \end{aligned} \quad (2.13)$$

A representação vectorial da equação 2.12 pode ser descrita da seguinte forma:

$$x = As \quad (2.14)$$

Onde  $x$  e  $s$  são vectores coluna, e  $A$  é uma matriz quadrada contendo os coeficientes. Caso se conhece-se a matriz  $A$ , a resolução do problema seria bastante simples, visto que bastaria inverter a matriz e rescrever a solução em ordem a  $x$ :

$$s = A^{-1}x \quad (2.15)$$

No entanto, em BSS é necessário estimar tanto  $A$  como  $s$ , por serem desconhecidos. Consideremos então que  $A^{-1}$ , pode ser descrita por uma matriz  $W$  que corresponde a uma aproximação de  $A^{-1}$  obtida através de um algoritmo. Para se poder estimar  $W$  é necessário que os sinais satisfaçam dois requisitos: independência e não gaussianidade. A não gaussianidade, encontra-se descrita anteriormente, como sendo uma propriedade comum

à grande maioria dos sinais. Quanto à independência, assumimos à partida que as fontes que se pretende obter são linearmente independentes. A representação da equação pode ser dada por:

$$s_i(t) = w_{ij} \times x_j(t) \quad (2.16)$$

Desta forma, aplicando a equação 2.16 ao exemplo do *Cocktail Party* obtém-se o seguinte sistema de equações:

$$\begin{aligned} s_1(t) &= w_{11}x_1(t) + w_{12}x_2(t) + w_{13}x_3(t) + w_{14}x_4(t) \\ s_2(t) &= w_{21}x_1(t) + w_{22}x_2(t) + w_{23}x_3(t) + w_{24}x_4(t) \\ s_3(t) &= w_{31}x_1(t) + w_{32}x_2(t) + w_{33}x_3(t) + w_{34}x_4(t) \\ s_4(t) &= w_{41}x_1(t) + w_{42}x_2(t) + w_{43}x_3(t) + w_{44}x_4(t) \end{aligned} \quad (2.17)$$

Efectuando a representação vectorial da equação obtém-se:

$$s = Wx \quad (2.18)$$

Podemos então afirmar, que os sinais originais correspondem às componentes independentes da matriz original. Na realidade, estas componentes não são totalmente independentes, sendo tão independentes quanto possível. Isto leva-nos à definição de ICA. Dado um conjunto de observações de variáveis aleatórias onde  $t$  é o tempo, ou os índices da amostra. Assumindo que são gerados por uma mistura linear de componentes independentes. A análise em componentes independentes, consiste então em estimar  $A$  e  $s_i(t)$  quando apenas se conhece  $x_i(t)$ . Como consequência de se estimar  $A$  e  $s$ , vem que as amplitudes das componentes independentes, assim obtidas não representam a realidade, dado que a informação acerca destas é distribuída por  $A$  e  $s$ . Desta forma, qualquer avaliação acerca da amplitude de cada componente, requer a multiplicação de  $A$  por  $s$ .

$$\begin{pmatrix} x_1(t) \\ x_2(t) \\ \vdots \\ x_n(t) \end{pmatrix} = A \begin{pmatrix} s_1(t) \\ s_2(t) \\ \vdots \\ s_m(t) \end{pmatrix} \quad (2.19)$$

De outra forma, podemos definir ICA como a procura de uma transformação linear dada pela matriz  $W$  como na eq. 2.16, de tal forma que as variáveis aleatórias  $y_i, i = 1, \dots, n$  são tão independentes quanto possível. Esta não é, no entanto, uma formulação diferente da anterior.

É então possível, determinar componentes que sejam linearmente independentes, com base num critério de *não gaussianidade* sendo esta a principal diferença entre a ICA e o PCA. No entanto, não é demais referir que o cálculo do PCA não é totalmente indispensável para este estudo. Na realidade, este permite ter uma noção de qual a dimensão de  $W$  que é idêntica à de  $A$ . Esta por sua vez determina o número de componentes a encontrar, permitindo assim, para sinais com muitos registos (como o caso do EEG que pode ter por exemplo 32 canais), reduzir os cálculos e encontrar fontes com maior significado físico.

# 3

## Procedimento Experimental

A metodologia segmentou-se em duas etapas, a primeira consistia em obter os potenciais evocados a partir dos sinais de EEG, e a segunda a análise desses potenciais. No caso da obtenção dos potenciais evocados utilizou-se o programa BESA®, recorrendo-se às funcionalidades próprias do programa como o cálculo da média, a remoção de artefactos e a aplicação de filtros, esta última já aos potenciais evocados.

A segunda parte consiste na análise dos potenciais evocados. Após a sua obtenção, exportou-se os mesmos no formato ASCII de modo a que fossem correctamente lidos pelo Matlab®. No Matlab criou-se uma interface que permitisse, não só a integração das funcionalidades existentes no fastICA® e do EEGLAB®, como ajustá-las de modo a que se tornasse mais rápido e eficaz a sua utilização. Através desta interface foi possível obter todos os resultados apresentados neste trabalho. O fastICA serviu para o cálculo das componentes independentes enquanto o EEGLAB teve como funcionalidade a obtenção dos mapas de escalpe associados a cada componente que se pretendia estudar.

### 3.1 Materiais

Os materiais utilizados são programas, que como referido anteriormente servem para que seja possível efectuar a obtenção e análise dos dados. O BESA é o programa utilizado para a aquisição dos EEG, pelo que foi também utilizado, no pré-processamento do sinal. A escolha de programas como o fastICA e o EEGLAB deve-se a três razões fundamentais, são *open source* de fácil aprendizagem e têm como base de trabalho o Matlab, o que permite a sua utilização por parte da interface do programa criado.

#### 3.1.1 Ficheiros EEG

Os dados processados no decorrer deste trabalho correspondem a 120 ficheiros de EEG em formato BDF correspondendo a 24 sujeitos, contendo no seu nome a informação relativa às iniciais do indivíduo (por exemplo BMPR), o tipo de estímulo (visual, auditivo ou repouso) e também a informação sobre se se tratava de um estímulo com palavras (P) ou pseudopalavras (PD), e por último a informação sobre o estado dos olhos (OA-olhos abertos, OF - olhos fechados).

Todos os ficheiros contêm o sinal e a informação acerca da localização temporal dos *triggers* associados a cada sinal. Os sinais são compostos por 32 electrodos cada um referente a um eléctrodo segundo o sistema internacional 10-20, com uma frequência de amostragem de 2048Hz).

Para além dos ficheiros contendo os registos da EEG, recorreu-se a mais dois ficheiros um com extensão \*.elp contendo a informação sobre a localização espacial no escalpe dos eléctrodos e um ficheiro de extensão \*.pdg que corresponde ao paradigma usado. O ficheiro contendo a localização dos eléctrodos permite associar cada electrodo de um ficheiro de EEG à sua respectiva localização espacial no escalpe. E o ficheiro paradigma, por seu turno, define os procedimentos experimentais para a obtenção dos sinais de EEG.

#### 3.1.2 BESA - Brain Electrical Source Analysis

O programa de registo e tratamento dos sinais BDF designa-se por BESA<sup>®</sup>, este é um software comercial registado (US Reg.No. 3417551.) desenvolvido por BESA GmbH ([www.besa.de](http://www.besa.de)) sendo a versão utilizada a 5.1.8.10 de 28 de Novembro de 2006.



### 3.1.3 Matlab, EEGLab e FastICA

No processamento dos dados utilizou-se, sob a base do programa Matlab® software comercial desenvolvido por MathWorks (<http://www.mathworks.com>) versão 7.12.0.635 (R2011a) de 18 de Março de 2011, as *Open Source* (softwares não comerciais) EEGLab desenvolvido por Swartz Center for Computational Neuroscience (<http://sccn.ucsd.edu/eeglab/>) com a versão 10, e o FastICA versão 2.5 desenvolvido pelo Laboratório de Informação e Ciências Computacionais na Universidade de Tecnologia de Helsínquia (<http://research.ics.aalto.fi/ica/fastica/>). O Matlab serviu igualmente de base para a criação de uma interface desenvolvida pelo autor da dissertação de modo a facilitar a análise dos sinais.

## 3.2 Métodos

Para a análise dos resultados (ver secção 4), como fora referido anteriormente, procedeu-se a uma metodologia cujo objectivo é ser aplicável a todos os dados disponíveis para estudo, visto existir sempre casos de excepção (os quais serão devidamente explicados). Os parâmetros definidos em cada programa, não foram alterados em nenhum dos sinais referidos, para que existisse a menor influência possível destes em qualquer variação que se viesse a verificar.

### 3.2.1 Tratamento de Dados no BESA®

Dos 120 ficheiros recebidos, apenas foi considerado para efeitos de obtenção de informação, os ficheiros com estímulos visuais, contendo palavras ou pseudopalavras. As seguintes metodologias foram aplicadas para a obtenção dos potenciais evocados:

#### Remoção de Artefactos e Cálculo da Média

Estas metodologias foram aplicadas recorrendo-se às funções existentes no programa BESA.

1. Leitura dos ficheiros EEG, necessários à obtenção dos PE
2. Remoção de artefactos. A remoção de artefactos é uma ferramenta disponível no software. Segundo o guia de utilização do software, utiliza-se um modelo predefinido que aproxima os artefactos visuais. Este combina três topografias contando para a actividade do EOG (“electrooculographic” que são HEOG (“horizontal electrooculographic”), VEOG (“vertical electrooculographic”) e o piscar dos olhos. A correcção de artefactos é executada utilizando um dos métodos disponibilizados pelo software com os seguintes parâmetros:

(a) *HEOG amplitude*:  $150\mu V$

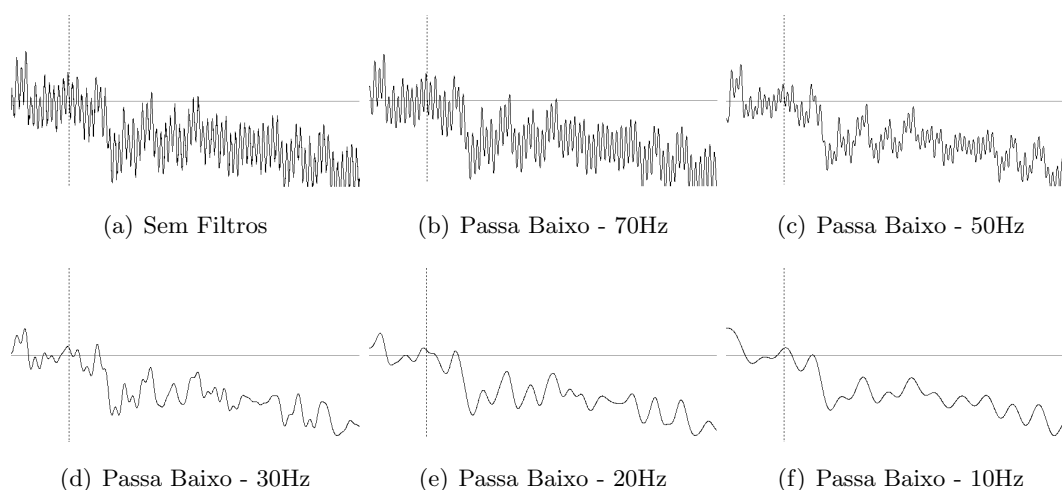
(b) *VEOG limiar de piscar*:  $250\mu V$

(c) *amplitude*: todo o EEG

3. Ficheiro paradigma. No ficheiro paradigma define-se as características que se encontram associadas aos registos. A *baseline* corresponde à média dos 100ms antes do estímulo. A média do sinal é calculada ao longo de 1,5s por cada época onde 250ms ocorre no período antes do estímulo, e os restantes para o período pós estímulo, definiu-se igual período de tempo para a rejeição de artefactos.

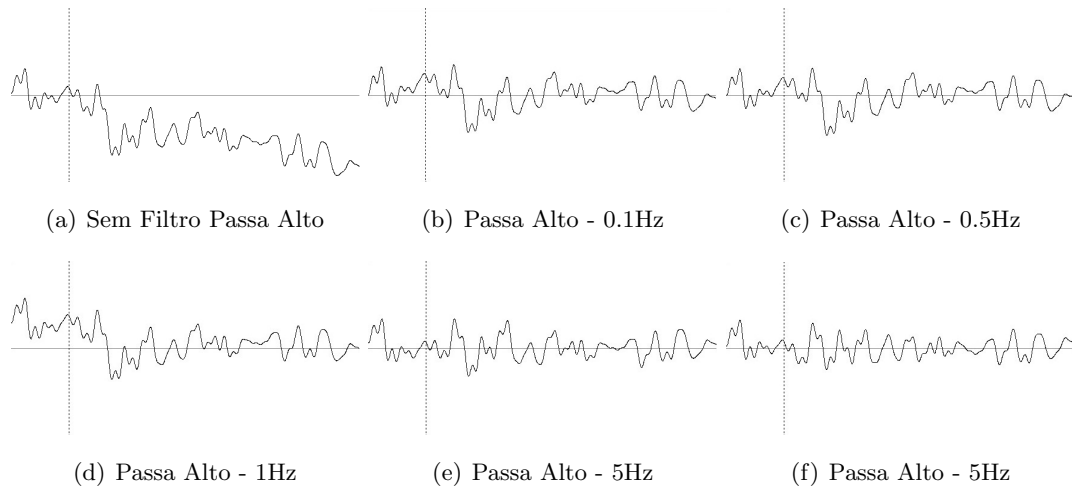
### Aplicação de Filtros

Os filtros a aplicar são uma matéria delicada, dado que uma escolha errada dos filtros pode levar a grandes perdas de informação. Os filtros foram aplicados após o cálculo da média, já no sinal correspondente ao potencial evocado. Apesar de poderem ser aplicados no sinal de EEG (antes do cálculo da média) optou-se por aplicar estes após o cálculo para evitar alterar o sinal original. Para este estudo, analisou-se qual a influência da variação dos filtros passa baixo (ver figura 3.1). Da análise das figuras é possível concluir que a partir de 30Hz (ver figura 3.1(d)) já se obtém uma boa filtragem do sinal. No entanto para valores inferiores de frequência, o melhor alisamento do sinal, não compensa o que se perde de informação.



**Figura 3.1:** Análise da variação de filtros passa baixo no eléctrodo Cz após o cálculo da média. Todos os filtros foram aplicados com 48dB no programa BESA<sup>®</sup>

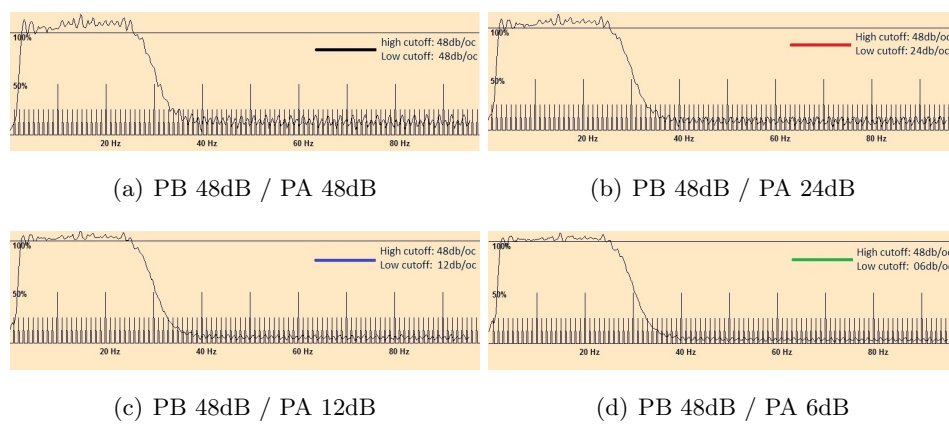
Posteriormente foi avaliada a influência do filtro passa-alto (ver figura 3.2). Para esta análise fez-se variar o filtro entre 0 e 5 Hz. No entanto, não é aconselhado que os filtros passa-alto excedam os 2Hz, a importância desta regra deve-se a uma grande variação na amplitude do sinal visível nas figuras 3.2(b) e 3.2(f).



**Figura 3.2:** Análise da variação de filtros passa-alto no eléctrodo Cz. Todos os filtros foram aplicados com 48dB com um filtro passa baixo de 30Hz para facilitar a comparação, no programa BESA®

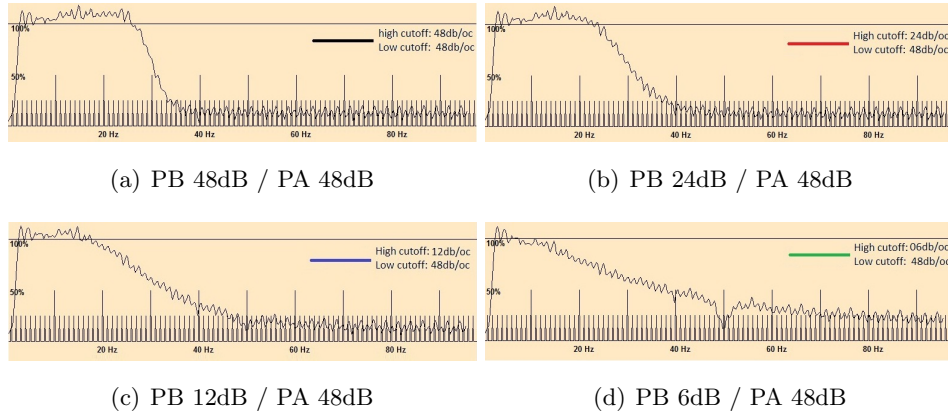
Quanto ao filtro passa-alto, o que satisfaz melhor os requisitos necessários para a metodologia foi o de 1 Hz. Não tendo um valor muito elevado, minimiza a perda de amplitude do sinal, por outro lado, permite eliminar a contaminação de baixas frequências, que em alguns casos se aproximavam da frequência de 1Hz.

Há ainda um outro factor a ter em conta, a influência da rapidez de corte do filtro. Através do programa BESA® era possível optar por 6dB, 12dB, 24dB e 48dB. Em ambos os filtros optou-se por uma variação de 48dB sendo que se analisou a influência da resposta do filtro (ver figuras 3.3 e 3.4).



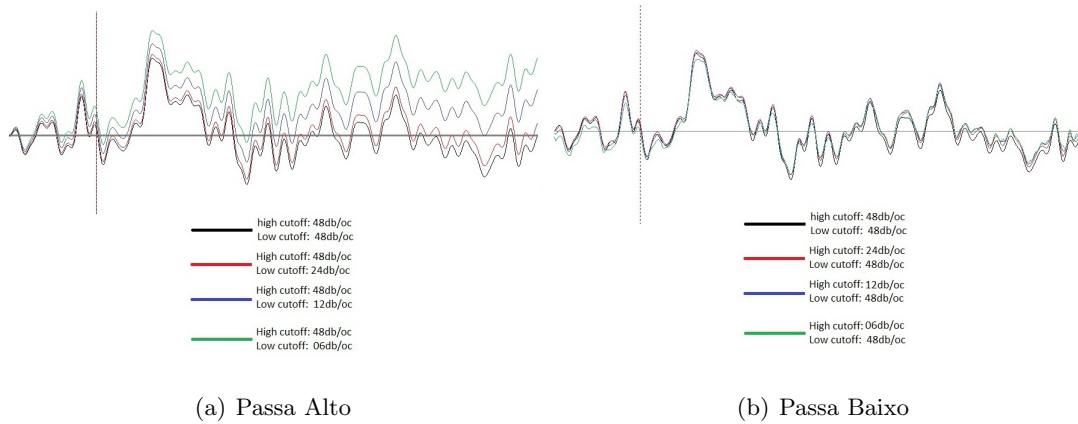
**Figura 3.3:** Análise da variação da rapidez de corte nos filtros passa-alto (PA) entre 48dB e 6dB, através do programa BESA®. As figuras de a) a d) correspondem às diferentes respostas dos filtros passa-alto

O mesmo processo aplicado ao filtro passa-baixo



**Figura 3.4:** Análise da variação da rapidez de corte nos filtros passa baixo (PB) entre 48dB e 6dB, através do programa BESA®. As figuras a) a d) correspondem às diferentes respostas dos filtros passa-baixo

Às variações aplicadas na rapidez de corte dos filtros vão corresponder a alterações nos potenciais evocados, como ilustra a figura (ver figura 3.5)



**Figura 3.5:** Influência da variação da rapidez de corte nos filtros sob os potenciais evocados

É possível observar, que a influência no sinal da velocidade de corte no filtro passa-baixo, é maior do que no passa-alto. No entanto, nas figuras 3.3(b), 3.3(c) e 3.3(d) que correspondem às respostas do filtro passa-alto, não se observa qualquer alteração. A variação visível na figura 3.5(b) corresponde ao centrar do sinal devido à atenuação da componente contínua deste.

Por outro lado, no filtro passa-baixo, não são visíveis variações na resposta do filtro (ver figura 3.4(b), 3.4(c)), no entanto, ocorre uma variação acentuada nos sinais (ver figura 3.5(a)), que se traduz num centrar destes.

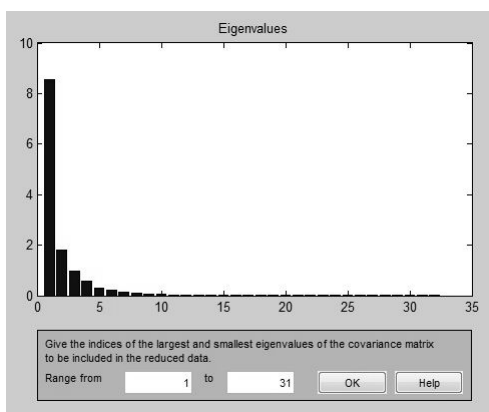
Com base neste estudo, os filtros seleccionados para serem aplicados em todos os sinais foram um passa-baixo de 30Hz (48dB) e um passa-alto de 1Hz (48dB).

### 3.2.2 Tratamento de Dados no MatLab®

No Matlab® os dados a analisar correspondem a potenciais evocados. Para extrair a informação relevante de cada potencial evocado, recorreu-se ao fastICA que permite calcular as componentes independentes e principais de cada sinal, permitindo desta forma a obtenção das componentes mais importantes separadas do resto do sinal, tornando-as mais “limpas”. É importante referir que a amplitude destas componentes possui um valor arbitrário definido pelo fastICA. Antes do cálculo das componentes independentes, procedeu-se ao cálculo das componentes principais. Para simplificação de conceitos, cada componente individual será designada por “componente independente”, e o número total de componentes será designado por “ICs” (*Independent Components*).

#### Componentes Principais - fastICA

A cada um dos PE, aplica-se a análise em componentes principais, de modo a se perceber qual a contribuição de cada uma delas na construção do sinal (ver figura 3.6). Esta distribuição, por sua vez, permite reduzir a dimensão da matriz de dados, através da selecção de determinados valores próprios da matriz de covariância. No gráfico da figura 3.6, a escala horizontal indica os índices dos valores próprios, e na vertical o seu peso na energia do sinal.



**Figura 3.6:** Gráfico contendo os valores próprios e respectiva intensidade. Correspondente à análise em componentes principais, de um potencial evocado, recorrendo ao programa FastICA

Os valores próprios da matriz de covariância calculada no processo de PCA, definem o número de componentes que compõem o sinal (32 para estes sinais, que corresponde ao número de electrodos de EEG). As maiores amplitudes correspondem a maior informação contida no sinal. Desta forma a primeira componente é a que possui a maioria da informação, e assim por diante pela ordem decrescente de importância. É importante referir que a redução da matriz de covariância dos dados (que posteriormente será utilizada para o cálculo ICA), é

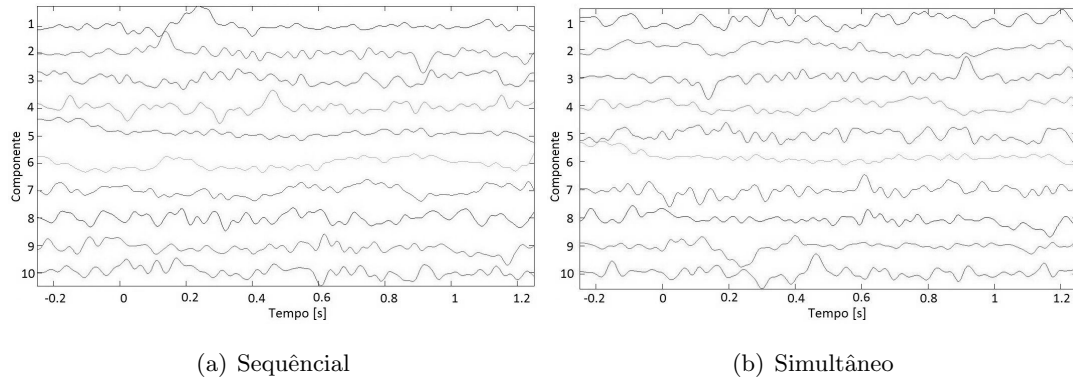
fundamental para a melhoria da relação sinal/ruído. A análise em PCA possui no entanto a limitação de não determinar quantas fontes existem no sinal, e desta forma não é possível determinar o número de componentes mínimo, com que se deve efectuar um cálculo em ICA.

### Componentes Independentes fastICA

A análise em ICA, permite essencialmente separar as diferentes fontes (componentes) de que o potencial evocado é constituído. Como foi descrito anteriormente, fica por determinar qual o número de componentes que se deve escolher de modo a encontrar todas as fontes. Como a análise em ICA é diferente da de PCA, faz com que esta última permita apenas “estimar” qual o valor máximo aconselhável de componentes que se deve aplicar ao cálculo em ICA.

O programa FastICA permite escolher uma série de opções, às quais nos referiremos em seguida.

**Aproximação:** A forma como as componentes são calculadas é determinada pelo parâmetro *approach*. Se as componentes forem encontradas todas em simultâneo a opção deverá ser *symm*, enquanto que se forem encontradas sequencialmente, a opção deverá ser *defl*. Isto é, no primeiro caso, o programa efectua os cálculos de convergência do modelo em simultâneo para todas as componentes seleccionadas. No segundo caso, as componentes são calculadas uma a uma. Um exemplo de um resultado final proveniente das diferentes abordagens é visível na figura 3.7.

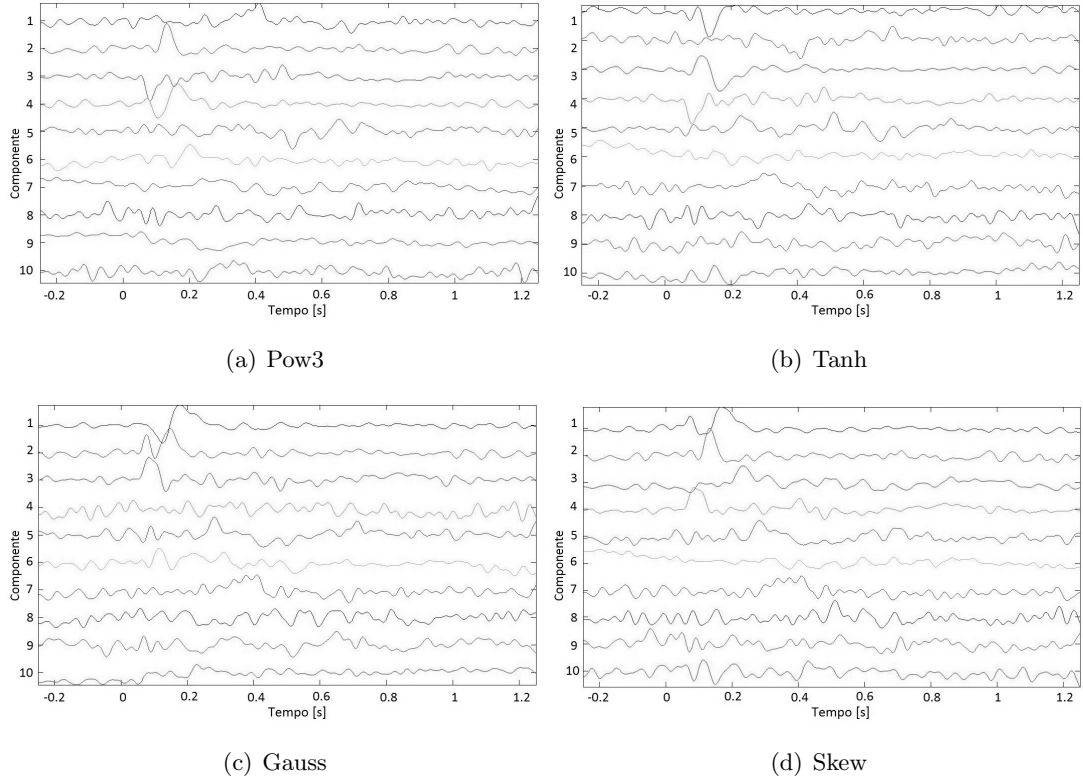


**Figura 3.7:** Variação do tipo de abordagem de cálculo recorrendo ao fastICA, utilizando a) o parâmetro *defl* na opção *approach* e b) o parâmetro *symm* na mesma opção.

As componentes podem sofrer ligeiras alterações aquando do cálculo em componentes independentes, dado que tal como fora referido anteriormente, as amplitudes são arbitrárias. Note-se, que os resultados são essencialmente semelhantes, a componente independente 1 da figura 3.7(a), por exemplo, corresponde à componente 9 da figura 3.7(b). Desta forma optou-se por escolher a metodologia cujo tempo de cálculo demonstrou ser menor. O que neste caso corresponde à opção *defl*.

**Não Linearidade:** O fastICA permite a selecção de diferentes tipos de não linearidade para o cálculo das componentes independentes. A não linearidade maximiza/minimiza a a função que se selecciona na interface do programa, para garantir a não gaussianidade.

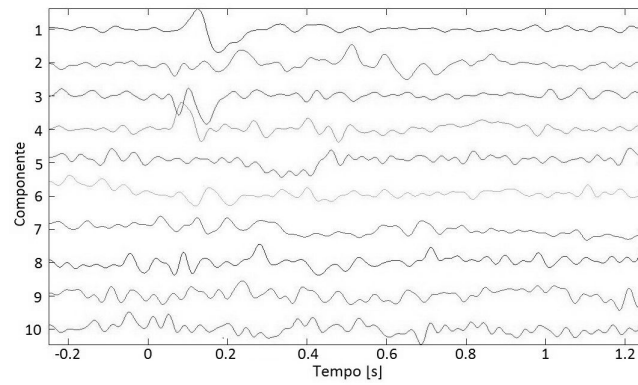
Desta forma, é possível através do programa seleccionar o tipo de função não linear que se extrema de forma a garantir a não-gaussianidade das componentes. As opções disponíveis são a pow3 ( $g(u) = u^3$ ), tanh ( $g(u) = \tanh(u)$ ), gauss ( $g(u) = u * \exp(-u^2/2)$ ) e skew ( $g(u) = u^2$ ) (ver figura 3.8). A selecção de uma não linearidade não é um processo intuitivo, o principal problema encontrado com a escolha destas funções é a convergência. Em muitos casos nenhuma permitia o cálculo das componentes independentes, noutros casos apenas uma funcionava. A opção feita no decorrer deste trabalho foi por aquela que possuiu melhor desempenho (em termos práticos, corresponde à que tem menos problemas de convergência), que neste caso corresponde à opção "gauss".



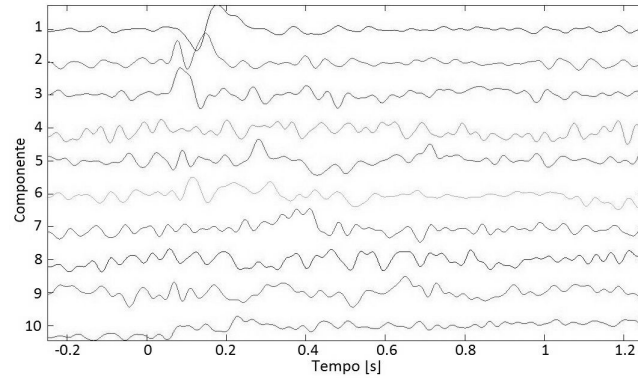
**Figura 3.8:** Variação do tipo de abordagem de cálculo recorrendo ao fastICA para diferentes funções não-lineares.

Da observação e análise das figuras acima, conclui-se a existência de algumas diferenças na forma das componentes, de acordo com os métodos testados. Estas diferenças não são, no entanto muito relevantes, estando relacionadas com o parâmetro de “não linearidade” escolhido.

**Estabilização:** Um problema frequente no ICA, é a convergência. Esta, traduz-se em termos práticos, na incapacidade de o algoritmo em encontrar uma solução. Este problema, surgiu com muita frequência à medida que se procediam aos vários cálculos (com a opção de estabilização desactiva). Desta forma, optou-se por activar a versão estável, que não demonstrou quaisquer problemas de convergência. Verificou-se posteriormente, se existiria algumas diferenças, nas componentes independentes que se obtinham (ver figura 3.9). É visível na comparação das figuras 3.9(a) e 3.9(b) que não existem diferenças significativas entre as componentes (como exemplo, a primeira componente independente da versão instável é idêntica à última componente a versão estável), o que permite efectuar a escolha da estabilização, apenas com base na convergência.



(a) Instável



(b) Estável

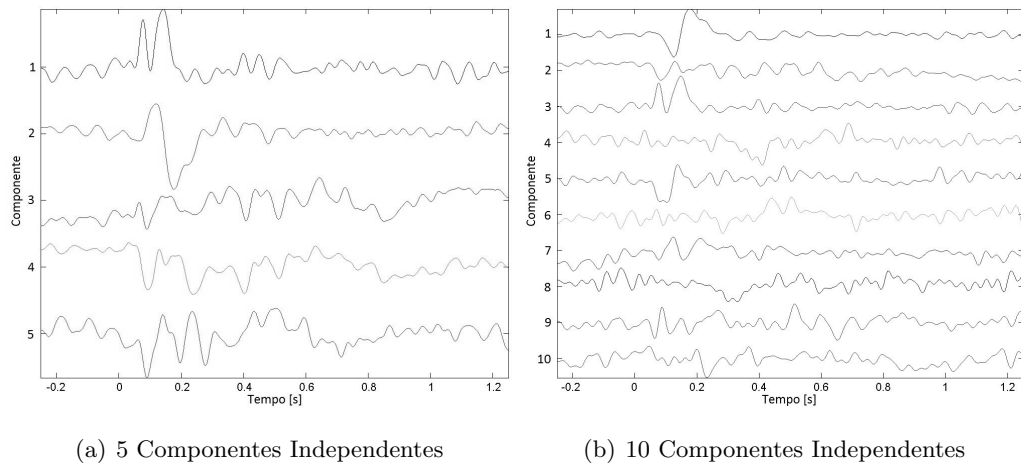
**Figura 3.9:** Variação entre a versão estável e instável do fastICA

De uma forma resumida, todos os potenciais evocados foram calculados com as seguintes opções:

- *Aproximação:* Sequencial
- *Não Linearidade:* Gaussiana
- *Estabilização:* Activa

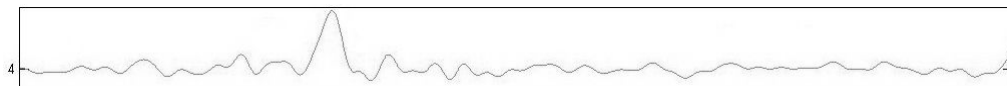


Após se determinar, quais os parâmetros a aplicar no programa fastICA. Procede-se à selecção do número de ICs que devem ser aplicadas no cálculo em ICA. Como resultado do método de PCA, assume-se, que a o número de ICs varie entre 1 a 10. No entanto, para o cálculo em ICA, não trás grande interesse, calcular-se poucas ICs. Um bom exemplo que explica esta ideia, é considerar que um sinal que tenha 5 fontes. Se for considerado 4 ICs no cálculo em ICA, as fontes (em maior número) ficariam sobrepostas. Este conceito, foi o ponto de partida para a escolha do menor numero de ICs que seria aceitável. Após vários testes, verificou-se que seriam necessárias pelo menos 5 ICs, para não existir sobreposição. Desta forma, procedeu-se à comparação entre 5 e 10 ICs (ver figura 3.10), de modo a determinar, qual o número de ICs que fornece melhores resultados.



**Figura 3.10:** Componentes obtidas através do método ICA, a partir do PE do estímulo visual com palavras

Como se observa, a segunda componente independente da figura 3.10(a) surge como primeira componente independente na figura 3.10(b), com menos oscilações ao longo da componente. As componentes independentes que se designam como relevantes, aparecem essencialmente com um “pico” de amplitude para uma determinada latência (geralmente bem conhecida), sendo que o restante sinal se apresenta junto à linha de base (ver figura 3.11)



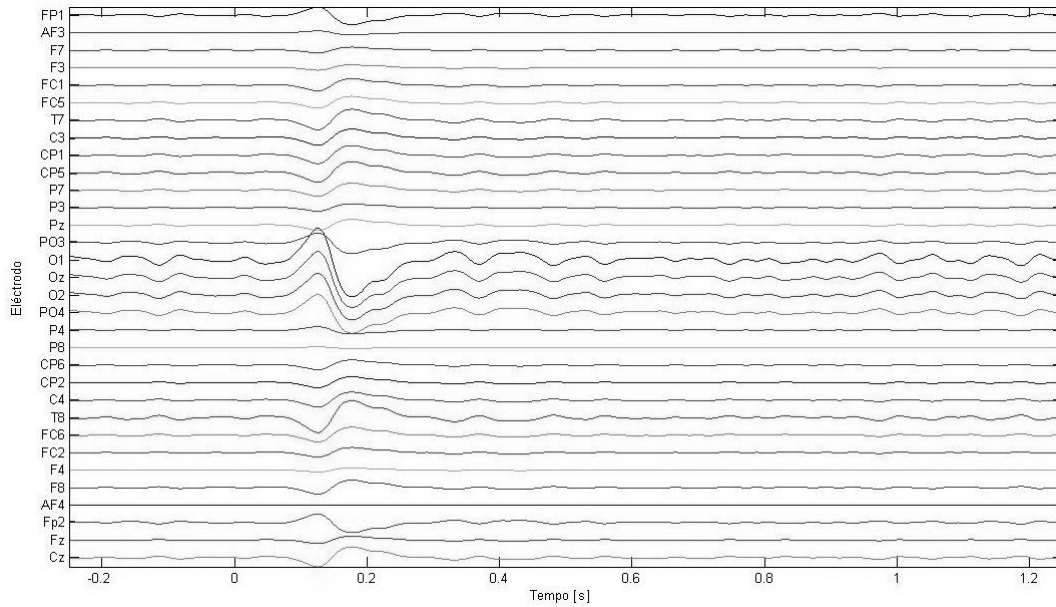
**Figura 3.11:** 4ª componente do cálculo de 10ICs para o estímulo visual com palavras

É importante referir que a ordem com que aparecem as componentes é aleatória, sendo que este factor não tem qualquer influência nos resultados.

### Reconstrução do Sinal

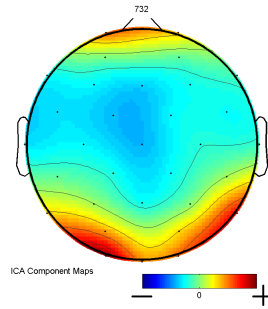
As únicas propriedades que se podem obter a partir das componentes independentes, são as respeitantes à escala temporal. A informação em amplitude e sinal é perdida. Desta forma, é necessário recorrer-se à reconstrução do sinal para se obter os valores exactos em  $\mu V$ .

A reconstrução do sinal, é feita com base no conhecimento de que o fastICA, quando calcula  $N$  componentes independentes, onde,  $N$  corresponde ao número de componentes pretendidas, produz três matrizes: matriz mistura  $A$ , uma matriz com as componentes independentes  $IC$  e uma matriz de branqueamento ou *whitening*  $W$ . Para este procedimento, apenas importam as matrizes de  $A$  e  $IC$ . A matriz  $A$  tem uma dimensão  $32 \times N$  enquanto que a matriz  $IC$  tem uma dimensão  $N \times 3072$ . Desta forma a matriz reconstrução  $R$  é dada por  $R = A \times IC$  (ver figura 3.12).



**Figura 3.12:** Gráfico contendo a reconstrução de uma componente de um PE do estímulo visual com palavras

Apesar de já se obter toda a informação necessária, através dos sinais reconstruídos, opta-se por uma reconstrução do mapa de potencial projectado no escalpe (ver figura 3.13). A principal vantagem, é tornar a informação mais perceptível. Para esta reconstrução recorre-se ao mesmo ficheiro de eléctrodos utilizado no BESA. Para a reconstrução é ainda necessário seleccionar a latência que se pretende visualizar. Este valor, é obtido através da selecção directa de um ponto, a partir do gráfico da reconstrução da componente (Esta opção encontra-se associada à interface desenvolvida pelo autor da dissertação).



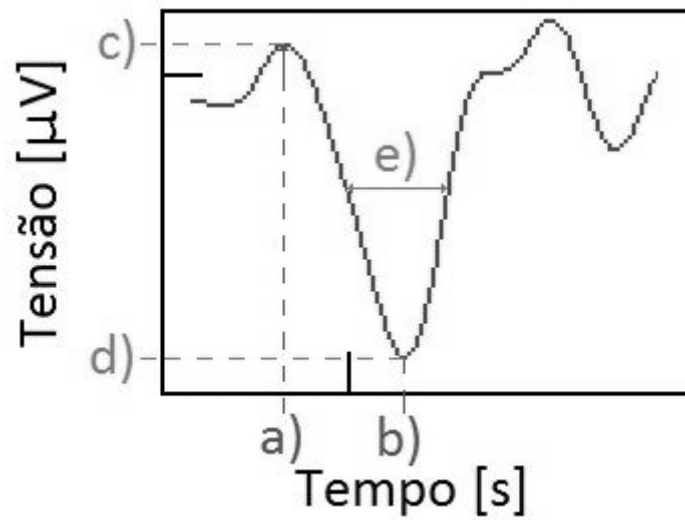
**Figura 3.13:** Exemplo de uma imagem de escalpe, referente a uma componente com uma latência de 107 ms de um PE do estímulo visual com palavras

### 3.3 Análise Estatística

Para efeitos de análise estatística, considera-se apenas, as componentes que correspondem em latência (com base na informação fornecida pela ICA) e em mapa de escalpe (com base na reconstrução dos sinais) aos potenciais evocados que se procuram (N100, P200 e N400). A escolha, é feita com base nos conhecimentos adquiridos acerca destes. Para todos os sinais selecciona-se um N100, P200 e N400 caso existam, e com recurso à interface desenvolvida pelo autor, obtém-se as seguintes características:

1. *Latência da intensidade mínima do PE*
2. *Latência da intensidade máxima do PE*
3. *Largura a meia altura*
4. *Potencial mínimo*
5. *Potencial máximo*
6. *Área*
7. *Linha de Base*
  - *Inicial: entre -100ms e 0ms*
  - *Final: entre 1150ms e 1250ms*
  - Para ambas as linhas de base (final e inicial) obtém-se o valor da média e desvio padrão

A representação em termos gráficos dos potenciais sobre os aos quais se obtêm os valores pretendidos, encontra-se na figura 3.14.



**Figura 3.14:** Representação esquemática da obtenção as propriedades do sinal: *a* - latência da intensidade mínima do PE, *b* - latência da intensidade máxima do PE, *c* - potencial da intensidade mínima do PE, *d* - potencial das intensidade máxima do PE e *e* - largura a meia altura

Para a obtenção destas propriedades, desenvolveu-se um algoritmo que permita calcular estas propriedades, a partir de cinco pontos seleccionados no gráfico para cada componente. O resultado final é gravado num ficheiro “\*.txt” com os vários valores provenientes dos cálculos.

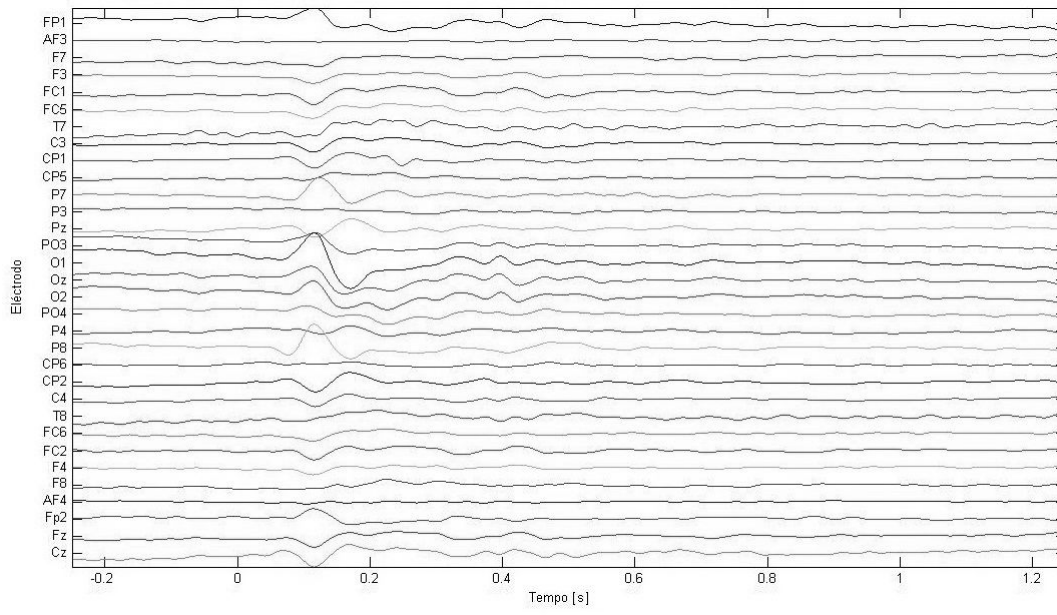
# 4

## Apresentação e discussão de resultados

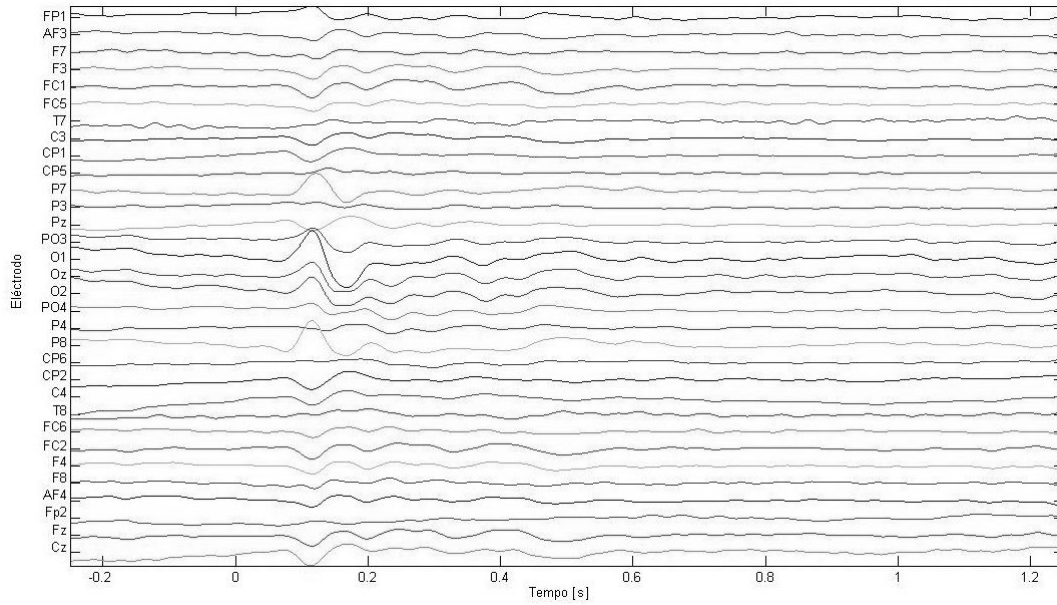
### 4.1 Potenciais Evocados

Uma boa forma de ilustrar os resultados obtidos, é a aplicação de cada um dos passos da metodologia abordada na secção 3, a dois exemplos. Para tal, escolheu-se dois estímulos (palavras e pseudopalavras) de um indivíduo, de modo a representar as diferenças que surgem entre ambos os estímulos. A metodologia tem como objectivo encontrar todas as componentes independentes existentes num sinal EEG. É importante referir que o método não se encontra limitado a uma latência ou componente específica, sendo que se pretende obter todas as componentes e respectivas latências. Considere-se então dois PE (ver figura 4.1):

## CAPÍTULO 4. APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DE RESULTADOS



(a) Palavras



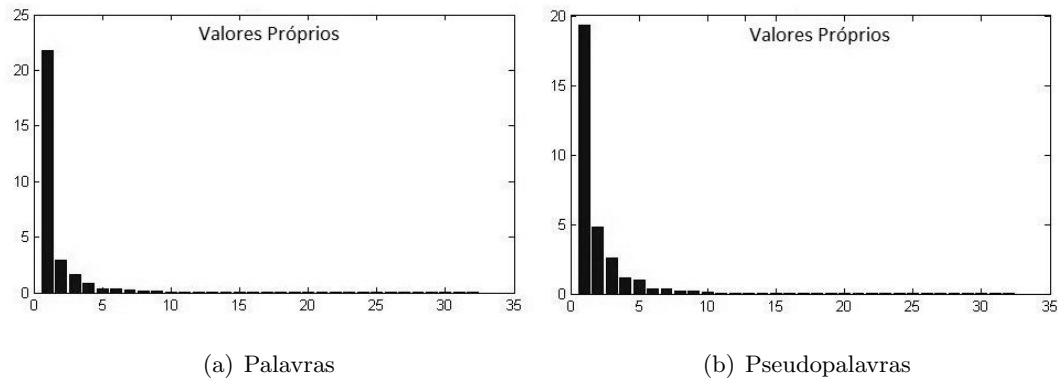
(b) Pseudopalavas

**Figura 4.1:** Distribuição temporal dos potenciais evocados originais, divididos por 32 canais correspondendo ao número de eléctrodos.

Através da simples inspecção visual dos PE, não se observam, à partida, grandes diferenças entre as respostas correspondentes aos dois estímulos: palavras e pseudopalavras.

## 4.2 Análise em Componentes Principais

Através da metodologia descrita no capítulo 3.2.2, aplica-se a PCA a cada um dos sinais (ver figura 4.2).



**Figura 4.2:** Aplicação da PCA aos PE originais, associados a: *a*- palavras, *b*- pseudopalavras

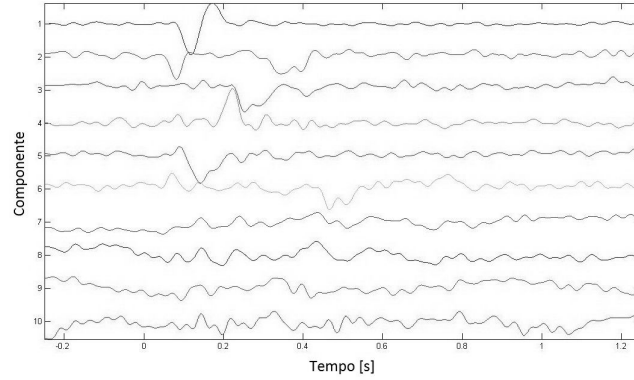
Através dos gráficos, não é possível tirar informação relevante que distinga os PE, sendo possível concluir que os valores próprios são aproximadamente iguais, para ambas as situações (ver tabela 4.1)

**Tabela 4.1:** Resumo da informação a partir da análise das componentes principais dos potenciais evocados correspondentes ao estímulo associado às palavras e ao estímulo associado às pseudopalavras.

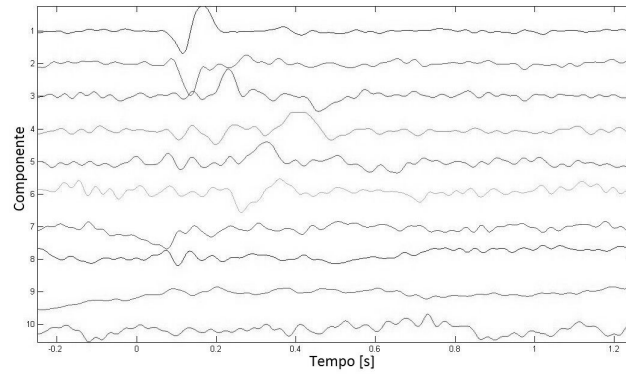
Componentes	Propriedades	Palavras	Pseudopalavras
1 a 10	menor valor próprio(não nulo)	0,1	0,1
	maior valor próprio(não nulo)	21,7	19,3
	Soma dos valores próprios removidos	0,4	0,4
	% de valores próprios retidos	98,6	98,7

### 4.3 Análise em Componentes Independentes

Através da metodologia descrita em 3.2.2, aplica-se a ICA a estes PE (ver figura 4.3 para ilustrar um exemplo em que foram consideradas apenas 10 componentes independentes).



(a) Palavras



(b) Pseudopalavras

**Figura 4.3:** Comparação entre as componentes obtidas através do método ICA, quando aplicado aos PE obtidos com estímulos visuais correspondentes a palavras e pseudopalavras. visual

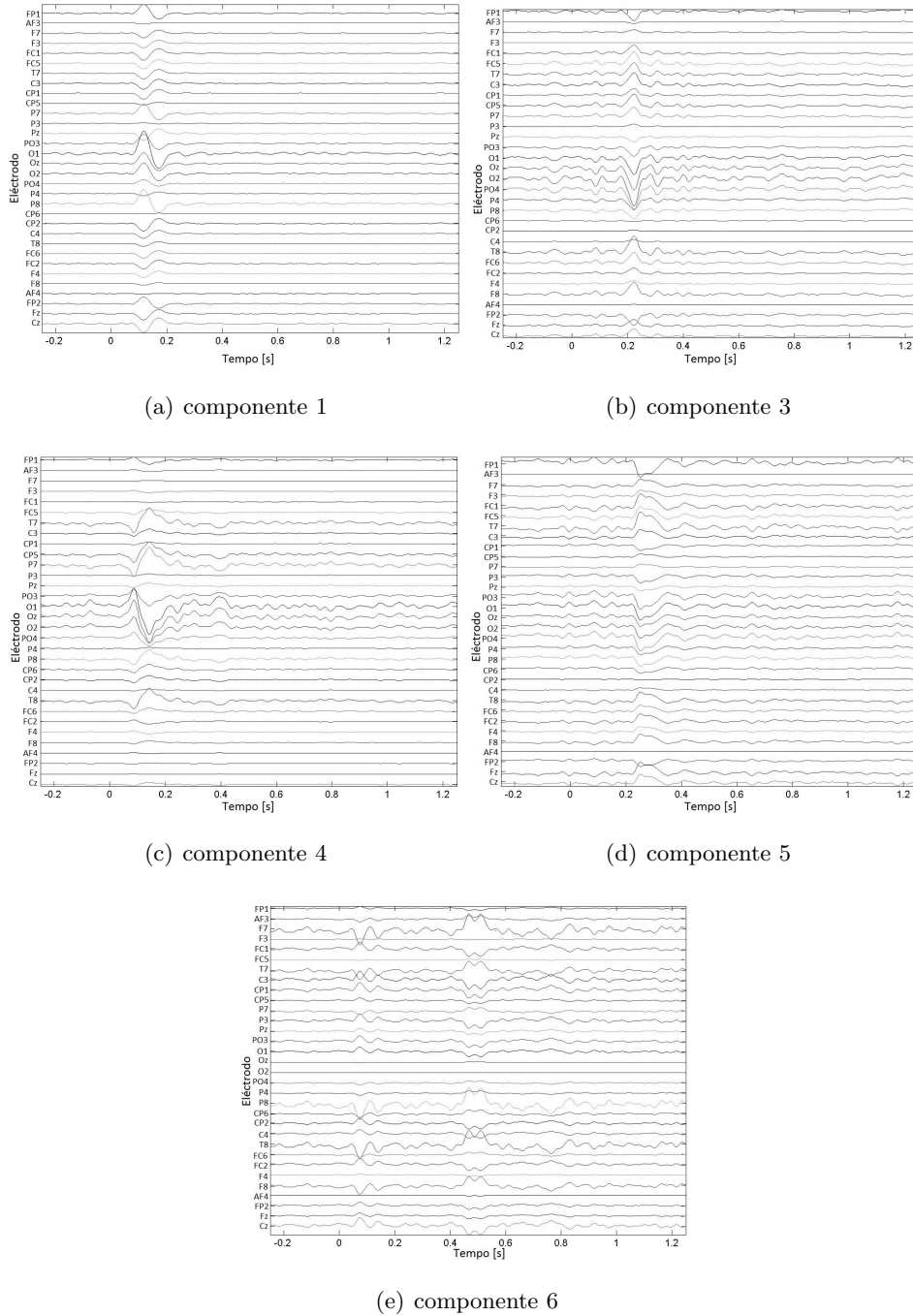
Ao contrário do que acontece com os PE originais (ver figura 4.1), cuja distinção entre palavras e pseudopalavras não é evidente, os resultados obtidos através do cálculo das suas componentes independentes, evidenciam algumas diferenças. Note-se que, apenas as componentes 1 e 3 relativas a ambos os estímulos são semelhantes entre si. As restantes componentes, que possam representar fontes, são distintas.

É no entanto visível que existem componentes, que contêm informação relevante acerca de ambos os sinais (componentes 1, 3, 4, 5 e 6 para palavras e as componentes 1, 2, 3, 4, 5 e 6 para pseudopalavras).



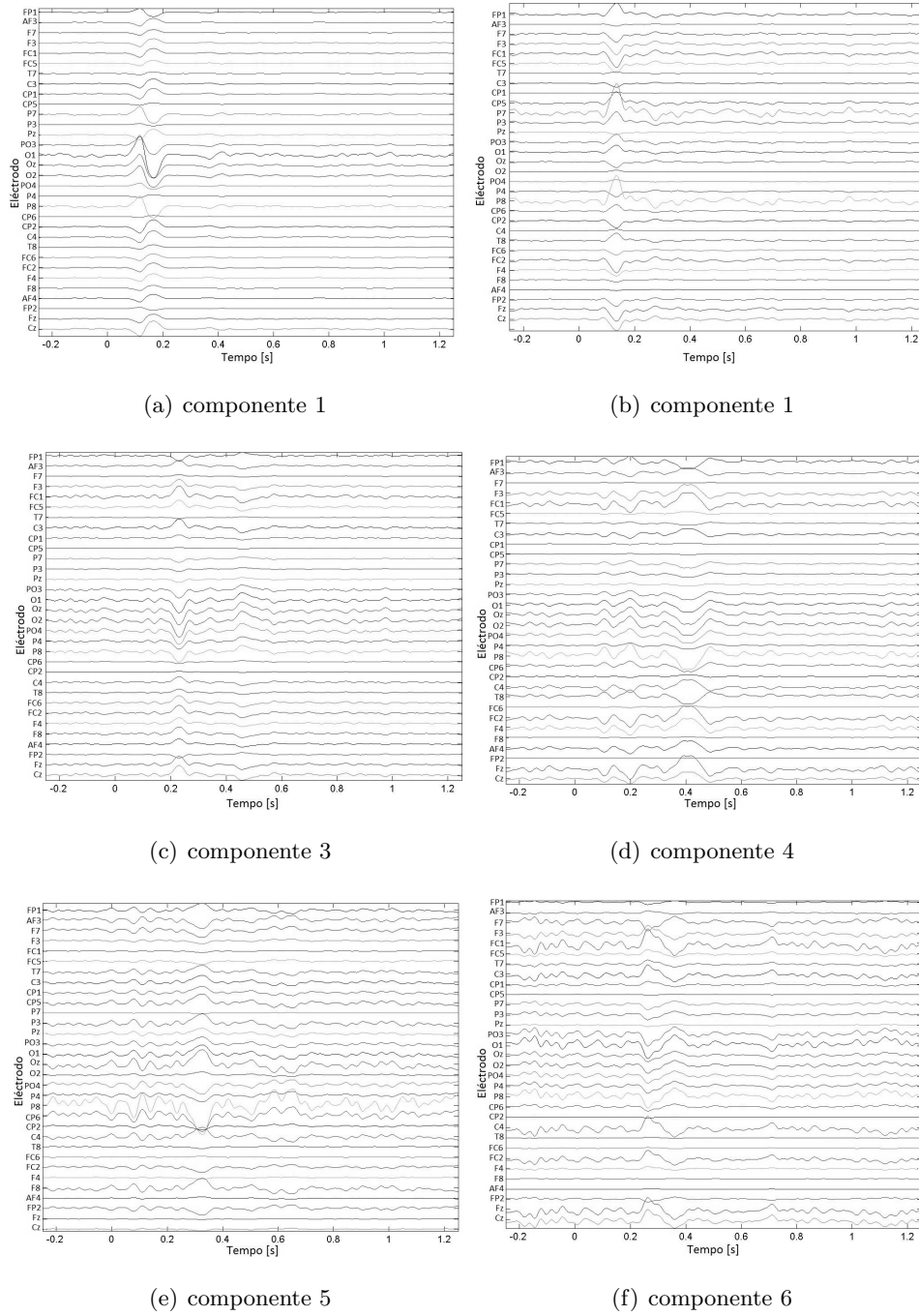
## 4.4 Reconstrução do Sinal

Aplicando o método descrito no capítulo 3.2.2, reconstrui-se os sinais utilizando apenas as componentes independentes respeitantes aos PE que se pretendia estudar (ver figura 4.4 e 4.5)



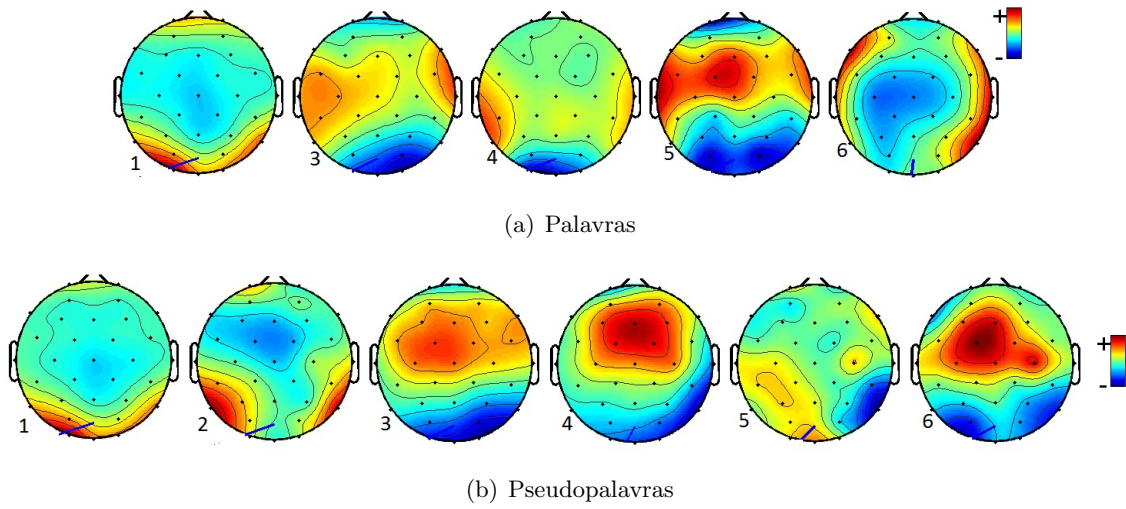
**Figura 4.4:** Representação da reconstrução das componentes escolhidas pelo método ICA, distribuídas por 32 eléctrodos para um estímulo visual com palavras

## CAPÍTULO 4. APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DE RESULTADOS



**Figura 4.5:** Representação da reconstrução das componentes escolhidas pelo método ICA, distribuídas por 32 eléctrodos para um estímulo visual com pseudopalavras

Tal como se esperava, o sinal reconstruído com base na componente independente, mantém a sua forma e contém, além disso, informação sobre a amplitude em cada eléctrodo. Seguidamente, procede-se à obtenção dos mapas de escalpe para cada canal, de modo a facilitar a respectiva análise (ver figura 4.6).



**Figura 4.6:** Mapas de escalpe, para as componentes seleccionadas, associadas a estímulos visuais com palavras e pseudopalavras. A vermelho corresponde um potencial positivo, e a azul um potencial negativo.

A selecção das componentes é feita então com base em dois factores fundamentais: a latência para a intensidade máxima ao qual ocorre o estímulo, e o mapa de escalpe (que tem de coincidir, com as características descritas no capítulo 2). Para ambos os estímulos, as componentes que correspondem a uma latência e mapas pretendidos são a 1 e 3. As latências correspondentes a estas componentes são próximas do valor pretendido (100ms e 200ms). Para a primeira componente, procura-se um mapa com uma região central negativa (que caracteriza o N100). Para a segunda latência, procura-se um mapa que seja o oposto da primeira, ou seja, que possua uma região occipital negativa e uma região central positiva. As componentes escolhidas serão então sujeitas ao processo de análise estatística.

## 4.5 Análise Estatística

Aplicando a metodologia descrita em 3.3 às componentes contendo a informação sobre os PE (N100 e P200), obtém-se a informação detalhada sobre o comportamento dos sinais. Devido às características dos sinais, a informação acerca das áreas, linha de base (inicial e final), potencial (mínimo e máximo) e amplitude, é obtida individualmente para os eléctrodos central ( $C_z$ ), e occipitais ( $O_1$  e  $O_2$ ). Os resultados foram registados na tabela 4.2.

**Tabela 4.2:** Propriedades estatísticas, do N100 e P200 para as palavras (P) e pseudopalavras (PD), correspondentes à primeira e terceira componente do sinal respectivamente.

		N100		P200	
Estímulo		P	PD	P	PD
Tempos de Latência	Valor mínimo [ms]	171,5	166,9	174,5	268,2
	Valor máximo [ms]	117,1	115,5	222,9	228,9
Largura a meia altura [ms]		0,18	0,31	0,37	0,24
Amplitude	$C_z$ [ $\mu V$ ]	6,7	6,3	1,7	2,0
	$O_1$ [ $\mu V$ ]	16,9	17,8	3,7	2,8
	$O_2$ [ $\mu V$ ]	8,0	9,1	5,0	3,6
Potencial mínimo	$C_z$ [ $\mu V$ ]	2,7	3,3	-0,14	-0,02
	$O_1$ [ $\mu V$ ]	-6,8	-9,4	0,33	0,03
	$O_2$ [ $\mu V$ ]	-3,2	-4,8	0,45	0,04
Potencial máximo	$C_z$ [ $\mu V$ ]	-4,0	-3,0	1,5	2,0
	$O_1$ [ $\mu V$ ]	10,1	8,4	-3,4	-2,7
	$O_2$ [ $\mu V$ ]	4,9	4,3	-4,6	-3,5
Área	$C_z$ [ $\mu V$ ms]	295,1	202,7	1,5	2,0
	$O_1$ [ $\mu V$ ms]	749,4	573,1	250,9	227,8
	$O_2$ [ $\mu V$ ms]	353,6	292,4	335,2	293,2
Linha de base inicial	$C_z$ Valor médio [ $\mu V$ ]	0,01	0,01	-0,02	0,02
	$C_z$ desvio padrão	0,17	0,16	0,10	0,16
	$O_1$ Valor médio [ $\mu V$ ]	-0,03	-0,04	0,04	-0,02
	$O_1$ desvio padrão	0,30	0,46	0,23	0,22
	$O_2$ Valor médio [ $\mu V$ ]	-0,01	-0,02	0,05	-0,03
	$O_2$ desvio padrão	0,14	0,24	0,31	0,28
Linha de base final	$C_z$ Valor médio [ $\mu V$ ]	0,01	0,01	-0,02	0,02
	$C_z$ desvio padrão	0,12	0,16	0,10	0,16
	$O_1$ Valor médio [ $\mu V$ ]	-0,03	-0,04	0,04	-0,02
	$O_1$ desvio padrão	0,30	0,46	0,23	0,22
	$O_2$ Valor médio [ $\mu V$ ]	-0,01	-0,02	0,05	-0,03
	$O_2$ desvio padrão	0,14	0,24	0,31	0,28

Da informação que se retira do N100, é de salientar que a menor latência corresponde ao estímulo visual com pseudopalavras. Podemos igualmente assumir, que as pseudopalavras, produzem N100 de maior intensidade e duração, quando comparadas com os estímulos visuais com palavras. Tais afirmações, têm como base, os valores da largura a meia altura, poten-

## CAPÍTULO 4. APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DE RESULTADOS

cial máximo e área (havendo a excepção do eléctrodo Cz, que possui comportamento inverso).

Para o P200, a menor latência ocorre nos estímulos visuais com palavras. Através dos dados observa-se que o comportamento é completamente oposto ao que acontece com o N100. As palavras produzem um P200 com maior intensidade e duração, com a excepção do eléctrodo Cz, que possui um comportamento contrário. Em todos cálculos da linha de base, inicial e final para o N100 e P200, estas possuíam igual valor. Tal é importante, por indicar que não existe propagação da componente ao longo do sinal.

Estas comparações, no entanto, são apenas aplicadas a um caso específico. O método descrito para este exemplo, foi aplicado a todos os indivíduos. Aos resultados finais, efectuou-se o cálculo da média, das propriedades obtidas. Exceptuando para o cálculo da média, os valores associados às várias linhas de base. Os resultados, foram igualmente agrupados em palavras e pseudopalavras individualmente para cada PE (ver tabelas 4.3 e 4.4)

**Tabela 4.3:** Tabela contendo a média e o desvio padrão, de todos os sinais analisados, num total de 41 em 46 possíveis correspondendo a 21 com palavras (P) e 20 com pseudopalavras (PD), para o N100

Estímulo		P		PD	
		Média	Desvio Padrão	Média	Desvio Padrão
Tempos de Latência	Valor mínimo [ms]	109,7	54,6	108,6	46,6
	Valor máximo [ms]	113,7	17,7	110,8	17,1
Largura a meia altura [ms]		0,29	0,27	0,43	0,52
Amplitude	Cz [ $\mu$ V]	2,4	2,1	3,2	2,4
	O1 [ $\mu$ V]	6,6	5,7	7,0	6,1
	O2 [ $\mu$ V]	5,1	3,6	5,1	3,5
Potencial mínimo	Cz [ $\mu$ V]	0,68	1,0	0,76	1,0
	O1 [ $\mu$ V]	-1,9	3,1	-1,9	2,9
	O2 [ $\mu$ V]	-1,3	3,0	-1,1	1,7
Potencial máximo	Cz [ $\mu$ V]	-1,4	1,7	-2,3	2,1
	O1 [ $\mu$ V]	4,4	3,7	5,1	3,8
	O2 [ $\mu$ V]	3,3	2,1	3,8	2,7
Área	Cz [ $\mu$ V ms]	137,0	143,8	194,0	151,1
	O1 [ $\mu$ V ms]	372,7	346,1	415,7	336,6
	O2 [ $\mu$ V ms]	286,1	215,7	315,4	236,2

## CAPÍTULO 4. APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DE RESULTADOS

**Tabela 4.4:** Tabela contendo a média e o desvio padrão, de todos os sinais analisados, num total de 32 em 46 possíveis correspondendo a 17 com palavras (P) e 15 com pseudopalavras (PD), para o P200

Estímulo		P		PD	
		Média	Desvio Padrão	Média	Desvio Padrão
Tempos de Latência	Valor mínimo [ms]	161,0	56,1	182,1	56,3
	Valor máximo [ms]	204,4	26,7	206,8	32,7
Largura a meia altura [ms]		0,37	0,32	0,43	0,38
Amplitude	Cz [ $\mu$ V]	1,72	1,4	1,6	1,1
	O1 [ $\mu$ V]	5,2	4,1	3,7	3,4
	O2 [ $\mu$ V]	4,7	2,1	3,7	3,2
Potencial mínimo	Cz [ $\mu$ V]	-0,4	1,0	-0,05	0,93
	O1 [ $\mu$ V]	1,56	2,6	0,4	2,6
	O2 [ $\mu$ V]	1,2	1,7	0,42	2,6
Potencial máximo	Cz [ $\mu$ V]	0,52	1,3	0,88	1,1
	O1 [ $\mu$ V]	-3,0	2,7	-2,3	2,4
	O2 [ $\mu$ V]	3,5	26,8	-2,3	1,7
Área	Cz [ $\mu$ V ms]	129,0	111,6	118,03	91,9
	O1 [ $\mu$ V ms]	404,5	305,1	253,8	204,3
	O2 [ $\mu$ V ms]	366,7	233,2	239,7	167,1

Através das tabelas, é possível verificar que, fundamentalmente, o sinal é composto por N100 e P200. Entre os dados, detectou-se um maior número de N100 do que P200 (42 e 36 respectivamente). Além disso, os N100, como seria de esperar, possuem um comportamento mais definido (observando, que o desvio padrão para latência de valor máximo do N100, é pouco mais de metade, do valor do P200).

Numa análise em concreto para cada caso, as palavras produzem um N100 de maior latência para a intensidade máxima/mínima, amplitude do eléctrodo O2 e o potencial máximo do eléctrodo Cz do que as pseudopalavras. No entanto, as diferenças que se observam, não são significativas. De um modo geral, o que estes valores indicam, é que as pseudopalavras, geram um potencial que não só surge mais cedo (pela latência), como é mais intenso (pelos valores do potencial máximo) e longo (pela largura a meia altura) do que nas palavras.

Avaliando o P200, é perceptível através dos dados, que os estímulos com palavras produzem P200, que surgem mais cedo (pela latência) e mais longos (pela largura a meia altura) do que os referentes aos dos estímulos com pseudopalavras. No entanto, as pseudopalavras geram potenciais mais intensos (dado pelo valor do potencial máximo) de tal modo, que apesar de serem mais curtos que as palavras, possuem uma maior área.

# 5

## Conclusões e perspectivas

A primeira conclusão a retirar deste trabalho, é a de não ter sido possível analisar as diferenças entre o PE N400 respeitante a estímulos com palavras e a estímulos com pseudopalavras. Este facto deveu-se, essencialmente, à incapacidade de separar esta resposta dos registos iniciais. Verificou-se que os sinais mais próximos deste PE que se conseguiu encontrar pela visualização do mapa de escalpe, ocorreram para as latências de 360ms e 457ms. Tendo em conta esta dificuldade, podemos concluir através dos resultados, que a forma como o paradigma foi estabelecido, não permitiu evidenciar o potencial evocado para nenhum dos estímulos estudados. Considerando a natureza do PE N400, que está relacionada com a semântica do estímulo e sabendo-se que a sua amplitude aparece potenciada quando o estímulo causa estranheza, supõe-se que nos estímulos com palavras, e uma vez que não havia surpresa, a sua amplitude foi demasiado baixa para ser reconhecido. No que respeita aos estímulos com pseudopalavras, estas não possuem semântica e portanto não provocaram o aparecimento do N400. A corroborar este facto refira-se que os dois resultados mais próximos encontraram-se nos estímulos com palavras, levando a concluir que possa existir, de facto, uma associação maior do N400 à semântica.

Apesar de não se ter obtido resultados quanto ao N400, a metodologia desenvolvida permitiu o estudo de outros dois potenciais evocados: o N100 e o P200. Desta forma, avaliou-se se estes dois potenciais apresentariam diferenças nas suas características quando resultavam de estímulos com palavras e de estímulos com pseudo-palavras. Concluiu-se que as diferenças

encontradas não são estatisticamente relevantes, dado que para todos os parâmetros avaliados a diferença encontrada é inferior ao desvio padrão total. Este resultado veio ao encontro do que se conhece da natureza destes potenciais, uma vez que se sabe que tanto o N100 como o P200 estão associados a processos fisiológicos, sendo desta forma pouco influenciados pelos processos cognitivos envolvidos.

Um resultado bastante curioso encontrado ao longo do trabalho, foi o aparecimento, na análise em componentes independentes, de um complexo que não se conseguiu separar, mesmo quando se aplicava um cálculo com um elevado número de ICs. Esta evidência despertou um grande interesse, dado que é espectável que as fontes, para um menor número de ICs, se sobreponham, mas que à medida que se aumenta este número, as fontes se separem, desde que sejam independentes, o que não acontece neste caso. Ainda mais interessante, é o facto de as latências associadas estarem próximas dos 100ms e 200ms, com mapas de escalpe semelhantes ao N100 e P200. Fazendo-nos especular, a possibilidade de estarmos na presença de um complexo N100-P200, cuja fonte, seja muito próxima, ou, pelo menos, envolva circuitos que se encontrem relacionados.

Por fim, podemos concluir igualmente, que a metodologia desenvolvida numa ferramenta com suporte em Matlab, permitiu não só detectar potenciais evocados provenientes de um sinal EEG, como obter um conjunto de procedimentos com vista à sua separação e caracterização. Para trabalho futuro, sugere-se que:

- Se possa reformular o paradigma, de modo a que seja detectável o N400.
- Se aperfeiçoe e desenvolva novas opções na ferramenta iniciada no decurso deste trabalho, consoante as necessidades que surjam em trabalhos subsequentes.
- Se explore o complexo N100-P200 com o objectivo de perceber em que medida é que este é, em termos da sua natureza, indissociável.



# Bibliografia

- [1] K. Cherry, “What is behavior analysis?.” <http://psychology.about.com/od/behavioralpsychology/f/behavioranalysis.htm>. visitada: 20/07/2012.
- [2] M. Kutas, “Reading between the lines: Event-related brain potentials during natural sentence processing\*1,” *Brain and Language*, vol. 11, pp. 354–373, 1980.
- [3] M. Kutas and S. Hillyard, “Reading senseless sentences: brain potentials reflect semantic incongruity,” *Science*, vol. 207, no. 4427, pp. 203–205, 1980.
- [4] M. Kutas and S. A. Hillyard, “The lateral distribution of event-related potentials during sentence processing,” *Neuropsychologia*, vol. 20, no. 5, pp. 579 – 590, 1982.
- [5] M. Kutas and S. A. Hillyard, “Brain potentials during reading reflect word expectancy and semantic association,” *Nature*, vol. 307, no. January 12, pp. 161–163, 1984.
- [6] L. Osterhout, “Event-related brain potentials elicited by syntactic anomaly\*1,” *Journal of Memory and Language*, vol. 31, pp. 785–806, Dec. 1992.
- [7] K. R. Wilson, H. O. Rourke, L. A. Wozniak, E. Kostopoulos, Y. Marchand, and A. J. Newman, “Changes in n400 topography following intensive speech language therapy for individuals with aphasia,” *Brain and Language*, no. 0, pp. –, 2012.
- [8] D. F. Salisbury, “Semantic memory and verbal working memory correlates of n400 to subordinate homographs,” *Brain Cogn*, vol. 55, no. 2, pp. 396–9, 2004.
- [9] M. Tudor, L. Tudor, K. I. Tudor, and H. Berger, “The history of electroencephalography,” *Acta Med Croatica*, vol. 59, no. 4, pp. 307–313, 2005.
- [10] H. Atwood and W. MacKay, *Essentials of Neurophysiology*. Decker, 1989.
- [11] J. P. Library. <http://www.sciencephoto.com/media/109052/enlarge>. visitada: 5/09/2012.
- [12] B. Gascoigne, “History of language.” HistoryWorld. <http://www.historyworld.net/wrldhis/plaintexthistories.asp?historyid=ab13>, 2001. visitada: 19/08/2012.

- [13] “Language and the brain.” [http://pandora.cii.wvu.edu/vajda/ling201/test4materials/language and the brain.htm](http://pandora.cii.wvu.edu/vajda/ling201/test4materials/language%20and%20the%20brain.htm). visitada: 17/09/2012.
- [14] R. Mayeux and E. R. Kandel, *Principles of neural science*, vol. 75, ch. Natural Language, Disorders of Language, and Other Localizable Disorders of Cognitive Functioning. New York: Elsevier, 2 ed., 1985. chapter 52.
- [15] M. Arbib and M. Bota, “Language evolution: neural homologies and neuroinformatics,” *Neural Networks*, vol. 16, no. 9, pp. 1237 – 1260, 2003. Neuroinformatics.
- [16] N. Geschwind *et al.*, *Language and the brain*. WH Freeman, 1972.
- [17] A. J. Shahin, T. W. Picton, and L. M. Miller, “Brain oscillations during semantic evaluation of speech,” *Brain and Cognition*, vol. 70, no. 3, pp. 259 – 266, 2009.
- [18] N. Salmon and H. Pratt, “A comparison of sentence- and discourse-level semantic processing: An erp study,” *Brain and Language*, vol. 83, no. 3, pp. 367 – 383, 2002.
- [19] V. W. W.Grey Walter, R.Cooper and A.L.Winter, “Contingent negative variation : An electric sign of sensori-motor association and expectancy in the human brain,” *Nature*, no. 203, pp. 380 – 384, 25 July 1964. doi:10.1038/203380a0.
- [20] H. U. Pogarell O, Mulert C, “Event-related potentials in psychiatry,” *Clin EEG Neurosci*, vol. 38, pp. 25 – 34, January 2007.
- [21] L. Renoult, X. Wang, V. Calcagno, M. Prévost, and J. B. Debrulle, “From n400 to n300: Variations in the timing of semantic processing with repetition,” *NeuroImage*, vol. 61, no. 1, pp. 206 – 215, 2012.
- [22] M. S. Franklin, J. Dien, J. H. Neely, E. Huber, and L. D. Waterson, “Semantic priming modulates the n400, n300, and n400rp,” *Clinical Neurophysiology*, vol. 118, no. 5, pp. 1053 – 1068, 2007.
- [23] M. Kutas and V. Iragui, “The n400 in a semantic categorization task across 6 decades,” *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section*, vol. 108, no. 5, pp. 456 – 471, 1998.
- [24] C. V. Silva A, Batista J, “Potenciais evocados,” dissertação, Departamento de Física da Faculdade de Ciências da Universidade de Lisboa, Lisboa, 1998.
- [25] M. Wilenius-Emet, A. Revonsuo, and V. Ojanen, “An electrophysiological correlate of human visual awareness,” *Neuroscience letters*, vol. 354, no. 1, pp. 38–41, 2004.
- [26] A. Warnke, H. Remschmidt, and K. Hennighausen, “Verbal information processing in dyslexia—data from a follow-up experiment of neuro-psychological aspects and eeg,” *Acta Paedopsychiatr*, vol. 56, no. 3, pp. 203–8, 1994.

- [27] B. M. Pause, B. Sojka, K. Krauel, and R. Ferstl, "The nature of the late positive complex within the olfactory event-related potential (oerp).," *Psychophysiology*, vol. 33, no. 4, pp. 376–84, 1996.
- [28] W. Greffrath, U. Baumgaumlrtner, and R.-D. Treede, "Peripheral and central components of habituation of heat pain perception and evoked potentials in humans.," *Pain*, vol. 132, no. 3, pp. 301–11, 2007.
- [29] C. M. Gomez Gonzalez, V. P. Clark, S. Fan, S. J. Luck, and S. A. Hillyard, "Sources of attention-sensitive visual event-related potentials.," *Brain Topogr*, vol. 7, no. 1, pp. 41–51, 1994.
- [30] S. A. Hillyard, E. K. Vogel, and S. J. Luck, "Sensory gain control (amplification) as a mechanism of selective attention: electrophysiological and neuroimaging evidence," *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series B: Biological Sciences*, vol. 353, pp. 1257–1270, Aug. 1998.
- [31] D. Smit, D. Posthuma, D. Boomsma, and E. D. Geus, "Heritability of anterior and posterior visual n1," *International Journal of Psychophysiology*, vol. 66, no. 3, pp. 196 – 204, 2007.
- [32] S. Johannes, T. F. Münte, H. J. Heinze, and G. R. Mangun, "Luminance and spatial attention effects on early visual processing.," *Brain Res Cogn Brain Res*, vol. 2, pp. 189–205, July 1995.
- [33] S. J. Luck and S. A. Hillyard, "Electrophysiological correlates of feature analysis during visual search.," *Psychophysiology*, vol. 31, pp. 291–308, May 1994.
- [34] S. A. Picton, T. W.; Hillyard, "Human auditory evoked potentials. ii effects of attention," *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, pp. 191–200, February 1974. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, vol. 36, Feb. 1974, p. 191-200. Research supported by the Medical Research Council of Canada, Sloan Foundation, and NASA;.
- [35] R. Neshige and H. Luumliders, "Recording of event-related potentials (p300) from human cortex.," *J Clin Neurophysiol*, vol. 9, no. 2, pp. 294–8, 1992.
- [36] B. F. Donnell, R. A. Cohen, H. Hokama, B. N. Cuffin, C. Lippa, M. E. Shenton, and D. A. Drachman, "Electrical source analysis of auditory erps in medial temporal lobe amnesic syndrome.," *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, vol. 87, no. 6, pp. 394–402, 1993.
- [37] S. Yamaguchi and R. T. Knight, "Anterior and posterior association cortex contributions to the somatosensory p300.," *J Neurosci*, vol. 11, no. 7, pp. 2039–54, 1991.
- [38] M. Balconi, *Neuropsychology of Communication*, vol. 1. Springer, 1 ed., September 2010.

- [39] M. Kutas and K. D. Federmeier, “Thirty Years and Counting: Finding Meaning in the N400 Component of the Event-Related Brain Potential (ERP),” *Annual Review of Psychology*, vol. 62, no. 1, pp. 621–647, 2011.
- [40] K. M. Van Petten C, “Interactions between sentence context and word frequency in event-related brain potentials.,” *Memory and Cognition*, vol. 18, pp. 380–93, July 1990.
- [41] D. Deacon, A. Mehta, C. Tinsley, and J. M. Nousak, “Variation in the latencies and amplitudes of n400 and na as a function of semantic priming.,” *Psychophysiology*, vol. 32, no. 6, pp. 560–70, 1995.
- [42] A. Rebelo, “Modelo duplo de processamento da informação.” <http://scienceblogs.com.br/socialmente/2010/07/modelo-duplo-de-processamento-da-informacao/>, Julho 2010. visitada: 10/08/2012.
- [43] L. C. Fonseca, G. M. A. S. Tedrus, and M. A. P. Gilbert, “Event related potentials during the visual discrimination of words and pseudowords by children.,” *Arq Neuropsiquiatr*, vol. 64, no. 3A, pp. 553–8, 2006.
- [44] D. Davidson and P. Indefrey, “An inverse relation between event-related and time frequency violation responses in sentence processing,” *Brain Research*, vol. 1158, no. 0, p. 81 92, 2007.
- [45] D. Nayak and P. Sajeesh, “Technical standards for digital electroencephalogram recording in epilepsy practice,” *Annals of Indian Academy of Neurology*, vol. 10, no. 2, pp. 121–127, 2007.
- [46] R. P. Jaakko Malmivuo, *Bioelectromagnetism Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*. Oxford University Press, 1 ed., 1995.
- [47] T. Picton, S. Bentin, P. Berg, E. Donchin, S. Hillyard, R. Johnson, G. Miller, W. Ritter, D. Ruchkin, M. Rugg, and M. Taylor, “Guidelines for using human event-related potentials to study cognition: Recording standards and publication criteria,” *Psychophysiology*, vol. 37, no. 2, pp. 127–152, 2000.
- [48] D. Schomer and F. da Silva, *Niedermeyer’s Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields*. Lippincott Williams & Wilkins, 2011.
- [49] R. R. Rawlings, M. J. Eckardt, and H. Begleiter, “Multivariate spectral methods for the analysis of event-related brain potentials,” *Comput. Biomed. Res.*, vol. 21, pp. 117–128, Apr. 1988.
- [50] I. Jolliffe, *Principal Component Analysis*. Springer Series in Statistics, Springer, 2002.
- [51] P. Comon and C. Jutten, *Handbook of Blind Source Separation: Independent Component Analysis and Applications*. Academic Press, 1st ed., 2010.

- [52] A. Hyvärinen and E. Oja, “Independent component analysis: algorithms and applications,” *Neural networks*, vol. 13, no. 4, pp. 411–430, 2000.